

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2017

Ladislav Havelka

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky

Návrh a realizace zařízení pro eliminaci projevů Parkinsonovy choroby
Design and implementation of a device for eliminating the symptoms of
Parkinson's disease

2017

Ladislav Havelka

Zadání bakalářské práce

Student:

Ladislav Havelka

Studijní program:

B2649 Elektrotechnika

Studijní obor:

3901R039 Biomedicínský technik

Téma:

Návrh a realizace zařízení pro eliminaci projevů Parkinsonovy choroby
Design and Implementation of a Device for Eliminating the Symptoms
of Parkinson's Disease

Jazyk vypracování:

čeština

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s problematikou Parkinsonova onemocnění a jeho projevy.
2. Seznámení se s prostředky pro možnou eliminaci projevů Parkinsonovy choroby.
3. Návrh a realizace zařízení.
4. Provedení měření a testů.
5. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] KLINKOVSKÝ, Tomáš. *Spolehlivost a konstrukce lékařských přístrojů*. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013, 109 s. ISBN 978-80-248-3110-7.
- [2] KLINKOVSKÝ, Tomáš. *Návrh a konstrukce zdravotnické přístrojové techniky*. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013, [161] s. ISBN 978-80-248-3109-1.
- [3] SVATOŠ, Josef. *Biologické signály I: geneze, zpracování a analýza*. 1. vyd. Praha: České vysoké učení technické, c1992, 204 s. ISBN 80-01-00884-3.
- [4] PENHAKER, Marek, Martin IMRAMOVSKÝ, Petr TIEFENBACH a František KOBZA. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004, 320 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [5] PEREZ, Reinaldo. *Design of medical electronic devices*. San Diego: Academic Press, c2002, xi, 279 s. ISBN 0-12-550711-9.
- [6] WEBSTER, John G a John W CLARK.(eds.) *Medical instrumentation: application and design*. 3rd ed. Hoboken: Wiley, c1998, xix, 691 s. ISBN 0-471-15368-0.
- [7] CARR, Joseph J a John M BROWN. *Introduction to biomedical equipment technology*. 4th ed. Upper Saddle River: Prentice Hall, c2001, xv, 743 s. ISBN 0-13-010492-2.
- [8] MACKAY, Ralph Stuart. *Bio-medical telemetry: sensing and transmitting biological information from animals and man*. 2nd ed. New York: IEEE Press, c1993, xiv, 540 s. ISBN 0-7803-4718-8.
- [9] FRADEN, Jacob. *Handbook of modern sensors : physics, designs, and applications*. 4th ed. New York: Springer, c2010, xv, 663 s. ISBN 978-1-4419-6465-6.
- [10] OLANSEN, Jon B a Eric ROSOW. *Virtual bio-instrumentation: biomedical, clinical, and healthcare applications in LabVIEW*. Upper Saddle River: Prentice Hall PTR, c2002, xxv, 571 s. ISBN 0-13-065216-4.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **doc. Ing. Marek Penhaker, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2016

Datum odevzdání: 28.04.2017



doc. Ing. Jiří Koziolek, Ph.D.
vedoucí katedry

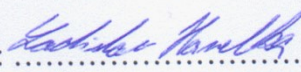


prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

Dne: 25.4.2017

Podpis:

Poděkování

Rád bych poděkoval vedoucímu bakalářské práce panu doc. Ing. Marku Penhakerovi, Ph.D. za odbornou pomoc a konzultaci při vytváření této práce.

Abstrakt

Cílem této bakalářské práce je navrhnout takové zařízení, které by mohlo zkvalitnit život osobám postižených Parkinsonovou chorobou. Zejména zlepšit jejich chůzi a stabilitu vibračními stimulacemi chodidel, které jsou synchronizovány s chůzí pacienta. Již v několika předchozích studiích byl zjištěn pozitivní dopad po použití podobných vibračních zařízení, případně celotělových vibračních terapií, které měly významný vliv právě na chůzi pacientů s Parkinsonovou chorobou. Tento problém jsem řešil umístěním vibračních zařízení do boty pacienta, kde také probíhá snímání tlaku chodidla vůči zemi pomocí piezoměničů. Signál z piezoměničů je zesílen a následně zdigitalizován. Na základě jeho logických úrovní je vyhodnoceno spuštění příslušného vibračního zařízení v botě.

Výsledky

Na základě zjištěných výsledků je zřejmé, že tato metoda může být přínosná pro pacienty s Parkinsonovou chorobou a do jisté míry ovlivnit jejich kvalitu života. Bude ovšem nutné podrobit dalším testováním větší spektrum pacientů, aby bylo možné prohlásit, že tento způsob stimulace je účinný u všech pacientů s různými stádii nemoci.

Klíčová slova

Vibrační stimulace, Parkinsonova choroba, eliminace projevů Parkinsonovy choroby

Abstract

The aim of this work is to design a device, that could improve the lives of people affected by Parkinson's disease. In particular to improve their gait and stability vibratory stimulations feet that are synchronized with the patient's gait. Already in several previous studies have found positive effects after using similar vibrating equipment, or whole-body vibration therapy, which had a significant impact on just walking in patients with Parkinson's disease.

This problem was solved by placing the vibrating mechanism into the shoes of the patient, which also runs a pressure sensing feet on the ground using piezo transducers. The signal from the piezo transducer is amplified and digitized. Based on the logic level is evaluated by the respective start vibrating device in the shoe.

RESULT

Based on the results it is evident that this method may be beneficial for patients with Parkinson's disease, and to some extent affect their quality of life. It will however, be subjected to a greater spectrum of patients by further testing that it is possible to say that this method of stimulation is effective in all patients with different stages of disease.

Key words

Vibratory stimulation, Parkinson's disease, Elimination symptoms of Parkinson's disease

Obsah

Seznam použitých symbolů a zkratk	8
Seznam ilustrací a seznam tabulek.....	9
Úvod	11
1. Vnější projevy a příznaky Parkinsonovy nemoci.....	12
2. Rešerše stávajícího stavu monitorování a eliminace projevů parkinsonovy choroby.....	16
3. Diskuze – shrnutí	28
4. Návrh systému pro eliminaci pROJEVŮ parkinsonovy choroby	30
4.1. Snímače pro zjištění působení Parkinsonovy choroby	35
4.2. Aktivátory pro eliminaci projevů.....	36
4.3. Obvodové schéma konstrukce	38
4.4. Power management a spínání zařízení.....	39
5. Realizace	40
5.1. Výroba zařízení pro eliminaci projevů Parkinsonovy choroby	40
5.2. Výroba externí nabíječky lithiových článků	45
6. Testování.....	46
6.1. Testování parametrů zařízení.....	46
6.2. Na osobě	47
7. Závěr	48
8. Literatura.....	50
9. Zdroje ilustrací.....	52

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

cm	centimetr
dif	diferenciální
kPa	kilopascal
mAh	miliampérhodin
min	minuta
mm	milimetr
ms	milisekunda
mV	milivolt
nF	nanofarad
s	sekunda
A/D	analogově-digitální
CNS	centrální nervová soustava
DC	stejnosměrný
DPS	deska plošných spojů
FSR	force-sensing rezistor
Hz	Hertz
LED	light-emitting diode
MPa	megapascal
N	Newton
PCH	Parkinsonova choroba
UV	ultrafialové
V	Volt

SEZNAM ILUSTRACÍ A SEZNAM TABULEK

<i>Obr. 1: Anatomické oblasti chodidla [2]</i>	16
<i>Obr. 2: Hystereze způsobená zatížením a odlehčením senzoru v 50% aplikovaného tlaku [2]</i>	17
<i>Obr. 3: Zanedbatelná hystereze tlakového senzoru [2]</i>	17
<i>Obr. 4: Optimální umístění senzoru [2]</i>	18
<i>Obr. 5: Příklad chybných měření v důsledku deformace senzoru [2]</i>	18
<i>Obr. 6: Konstrukce kapacitního senzoru [2]</i>	19
<i>Obr. 7: Konstrukce rezistivního tlakového senzoru [2]</i>	19
<i>Obr. 8: Konstrukce piezoelektrického senzoru [2]</i>	20
<i>Obr. 9: Konstrukce piezorezistivního senzoru [2]</i>	20
<i>Obr. 10: Rozložení modulů PDShoe [3]</i>	21
<i>Obr. 11: Umístění senzorů na stélce bot PDShoe [3]</i>	22
<i>Obr. 12: Umístění vibračních zařízení a nastavení vibrační sekvence [5]</i>	23
<i>Obr. 13: Umístění vibračních zařízení ve stélce boty [6]</i>	24
<i>Obr. 14: Načasování spouštění vibračních zařízení [6]</i>	24
<i>Obr. 15: Konstrukce použitého nožního spínače [6]</i>	24
<i>Obr. 16: Vliv stimulace na pohyb těla [8]</i>	26
<i>Obr. 17: Pohyb těla při stimulaci opačnými vibracemi [8]</i>	26
<i>Obr. 18: Vliv vibračních stimulací na třes pacienta [6]</i>	29
<i>Obr. 19: Systémové schéma zařízení</i>	30
<i>Obr. 20: Zobrazení vstupního a výstupního signálu na osciloskopu</i>	31
<i>Obr. 21: Schéma zapojení vstupního zesilovače</i>	32
<i>Obr. 22: Schéma zapojení logických obvodů pro vyhodnocení stání</i>	32
<i>Obr. 23: Schéma zapojení proudového zesilovače</i>	33
<i>Obr. 24: Blokové schéma zařízení</i>	34
<i>Obr. 25: Princip funkce piezoelektrických senzorů [22]</i>	35
<i>Obr. 26: Piezoměnič M010-27mm</i>	36
<i>Obr. 27: Konstrukce vibračního motorku [23]</i>	37
<i>Obr. 28: Měření frekvence vibračního motorku</i>	37
<i>Obr. 29: Obvodové schéma zařízení pro eliminaci projevů Parkinsonovy choroby</i>	38
<i>Obr. 30: Navržená DPS zařízení v měřítku 2:1</i>	40
<i>Obr. 31: Finální podoba DPS pro zařízení na eliminaci projevů Parkinsonovy choroby</i>	41
<i>Obr. 32: Osazovací plán DPS</i>	41
<i>Obr. 33: Usazení DPS do krabičky UK01P</i>	43
<i>Obr. 34: Implementace prvků na vložku do bot</i>	43
<i>Obr. 35: Zkompletované zařízení</i>	44
<i>Obr. 36: Fotografie zkompletovaného zařízení upevněného na noze osoby</i>	44
<i>Obr. 37: Modul MiniUSB nabíječky lithiových akumulátorů</i>	45
<i>Obr. 38: Externí nabíječka Lithiových baterií</i>	45
<i>Obr. 39: Načasování stimulace [6]</i>	46

<i>Tabulka 1: Wardova-Gibbsova kritéria Parkinsonovy choroby [1]</i>	13
<i>Tabulka 2: Rozlišení rigidity a spasticity [1]</i>	14
<i>Tabulka 3: Příznaky neslučitelné s Parkinsonovou chorobou [1]</i>	14
<i>Tabulka 4: Parkinsonské syndromy [1]</i>	15
<i>Tabulka 5: Výsledky účinků vibrací mezi jednotlivými skupinami [7]</i>	25
<i>Tabulka 6: Vstupně-výstupní tabulka pro obvod CD4011N</i>	33
<i>Tabulka 7: Vstupně výstupní tabulka pro obvod CD4081N</i>	33
<i>Tabulka 8: Rozpiska součástek pro osazení DPS</i>	42

ÚVOD

Parkinsonova choroba je neurodegenerativní onemocnění postihující zejména starší věkovou skupinu populace. Zřídka se objevuje u lidí kolem čtyřicátého roku, ale příznaky tohoto onemocnění se většinou objevují až kolem padesátého roku života a později. Parkinsonova choroba je způsobena úbytkem dopaminu ve striatu (část mozku). Tento deficit postupně stoupá a průběh nemoci se zhoršuje. Dopamin je jeden z neurotransmiterů důležitý pro funkci nervové soustavy. Mezi hlavní příznaky Parkinsonovy choroby patří hypokineze, rigidita a tremor. V počátcích onemocnění se objevují bolesti zad, kloubů, poruchy spánku, ztráta výkonnosti a jiné. Vzhledem k těmto prvotním příznakům není možné stanovit diagnózu. Až po uplynutí několika měsíců se začínají projevovat hlavní příznaky Parkinsonovy choroby a je možné ji tedy diagnostikovat. Protože uvedené hlavní příznaky se nemusí vyskytovat najednou a některé jsou mezi příznaky jiných chorob, jako je například roztroušená skleróza, proto je Parkinsonova choroba diagnostikována při výskytu alespoň dvou z uvedených příznaků. Třes se u parkinsoniků většinou objevuje v dvojí formě. Tou první a nejčastější je klidový třes, který se s nástupem činnosti zmírňuje, někdy až zcela vymizí. Druhá forma třesu má naopak maximum při fyzické zátěži. Tento příznak je pro pacienty značně omezující a brání jim v pokročilejším stádiu nemoci vést plnohodnotný život.

Léčba Parkinsonovy choroby se volí podle věku pacienta. V počátku se volí cvičební terapie a pacienti se připravují na další průběh nemoci. Pravidelným cvičením se choroba nevyléčí, ale zpomalí se nástup dalších fází. V další fázi je choroba léčena podáváním léků. Nejdříve anticholinergiky, následně léky DA a v poslední řadě podáním L-DOPA. Poslední léčivo je zcela nejúčinnější, ovšem nezabírá u všech pacientů stejně a nese s sebou řadu vedlejších účinků, což není žádoucí. Je nutné podotknout, že léčiva slouží primárně ke zpomalení průběhu nemoci, ne k jejímu úplnému vyléčení. Pokud ani jedno ze zmíněných léčiv nezabírá, přistupuje se k chirurgické léčbě (hloubková mozková stimulace thalamu, pallida aj.).

V dnešní době je zkoumána terapie, která by pomohla pacientům s diagnostikovanou Parkinsonovou chorobou zkvalitnit jejich život. Jedná se o použití vibračních stimulací na části chodidel, případně to jsou celotělové vibrace, které pozitivně ovlivňují stabilitu a chůzi pacientů. Můžeme říci, že pomáhají eliminovat přítomnost třesu a pozitivně ovlivňují hybnost pacienta. A právě cílem této bakalářské práce je výroba zařízení na podobném principu. Do vložek bot umístím piezoelektrické senzory, které budou snímat tlak chodidla v danou chvíli v oblasti paty a špičky. Na základě místa zatížení bude spuštěna vibrační stimulace na příslušnou partii chodidla. Ke generování stimulací jsou použity vibrační motorky z mobilních telefonů, které svými parametry vyhovují potřebným parametrům stimulace. Celé zařízení je napájeno pomocí Li-ion baterie o jmenovitém napětí 3,7 V a kapacitě 2500 mAh. Vzhledem k tomu, že zařízení bude používáno pouze při chůzi, není třeba řešit dobíjení baterií při jeho činnosti. Z tohoto důvodu je nabíjení baterií vyřešeno externí nabíječkou baterií, která je pro tento účel zcela vhodná.

1. VNĚJŠÍ PROJEVY A PŘÍZNAKY PARKINSONOVY NEMOCI

Fyziologické poznatky nám dosud ne zcela umožňují podat podrobný popis změn, které se odehrávají v centrální nervové soustavě (CNS) při provádění volního pohybu. Volní pohyby jsou volní co do svého cíle, nikoliv svými prostředky. Často se setkáváme s pokusy rozlišit od sebe „volní“ a „automatické“ pohyby, přičemž chůze bývá uváděna jako příklad automatického pohybu. Ve skutečnosti nelze provádět žádné ostré ohraničení obou kategorií. I zcela jednoduchý pohyb zahrnuje mnoho svalových skupin. Pohybové složky musí následovat jedna za druhou v určitém sledu a celý pohyb musí mít správný vztah k podnětům, které jej vyvolaly. Na celkovém výsledném pohybu se podílí celá řada systémů v CNS lokalizovaných, od mozkové kůry (gyrus praecentralis) po periferní nervová zakončení ve svalectech a samozřejmě výkonný orgán – sval a kloub. V případě onemocnění Parkinsonovou chorobou se na poruše a pohybu podílí tzv. extrapyramidový systém, který je anatomicky reprezentován bazálními ganglii (část telencefala) a substantia nigra, nucleus ruber (části středního mozku a mezimozku).

Základním mechanismem vzniku a vývoje Parkinsonovy choroby je prohlubující se deficit dopaminu v nigrostriálním systému. Přesná příčina proč dochází k úbytku dopaminu, není stále známá. Dopamin je klasický neurotransmitter vyskytující se v CNS, převážně v nigrostriálním, hypothalamo-hypofyzárním a mezolimbickokortikálním a retinálním systému. Jedná se o aromatickou aminokyselinu skupiny katecholaminů, vznikající přeměnou aminokyseliny tyrosinu přes meziprodukt L-DOPA. Základní regulační význam v syntéze dopaminu má enzym tyrosinhydroxyláza. Míra aktivity tohoto enzymu je přímo závislá na zpětné vazbě zprostředkované dopaminergní synapse, především na zpětné vazbě zprostředkované dopaminergními receptory presynaptické membrány nigrální buňky. Aktivace těchto tzv. presynaptických receptorů dopaminem způsobí útlum aktivity tyrosinhydroxylázy.

U Parkinsonovy choroby odumírají buňky pars compacta substantia nigra a množství dopaminu transportovaného axony těchto buněk do striata se snižuje. Zásadní význam má fakt, že striatum a jeho postsynaptický receptorový systém zůstávají intaktní, strukturální změny probíhají jen v presynaptické tj. nigrální oblasti.

Klinický obraz určuje kombinace 3 základních příznaků parkinsonismu: hypokineze, rigidity a tremoru. Jejich časový nástup a stupeň vyjádření není uniformní a jejich variabilita vysvětluje individuálně různé klinické projevy. Začátek onemocnění je většinou nenápadný a obvykle netypický. Jedná se především o bolesti ramen, zad, pocit tíže končetin, ztráta výkonnosti, poruchy spánku, zácpa, tichý monotónní hlas. Tyto příznaky většinou doprovází jiná onemocnění a nejsou tedy příliš specifické. Již zmíněné 3 příznaky se objevují až po uplynutí několika měsíců, či let. Ovšem neznamená to, že všechny 3 příznaky musí mít všichni pacienti nebo že by začínaly současně. Třes se postupem zvyšuje a je právě klidový, při pohybu mizí a objevuje se opět v cíli. Také je často patrný při chůzi. V pokročilejších případech se charakter třesu může měnit, obvykle přetrvává i při pohybu. Třes postihuje častěji ruce než nohy a to buď na jedné straně, nebo asymetricky na obou. Jeho frekvence je 4-6 Hz. Vzácně se projevuje na břišních či hrudních svalectech, na jazyku, bradě a rtech.

V jiných případech se začne onemocnění projevovat hypokinezí a rigiditou bez doprovodného tremoru. Hypokineze se manifestuje výraznou chudostí obličeje – hypomimií, zpomalením účelových

volních pohybů čili bradykinezi a snížením až vymizením souhybu končetin při chůzi. Typickým příznakem je ztížení startu zamýšleného pohybu. Nemocný je jakoby přikován na místě, když se konečně dá do pohybu, cupitá na místě. Po nějaké chvíli vykročí, až po pár krocích je chůze jistější, i když jsou patrné drobné krůčky. Chůze se zlepší a kroky prodlouží při udávání tempa zvukovými podněty v rytmu.

Rigidita se projevuje zvýšením svalového tonu, zejména flexorů, ale i extensorů, což má za následek flekční držení trupu a končetin.

Dalším příznakem, který se u parkinsoniků objevuje, je deprese. Řada výzkumných pracovišť se zabývá otázkou, zda je deprese jedním z příznaků Parkinsonovy choroby, či zda vzniká druhotně jako reakce na potíže nemocného. Zatím se většina shoduje na možnosti spolupůsobení obou faktorů.

Diferenciální diagnostika

Parkinsonská symptomatologie, pokud je jednoznačně vyjádřena, je velmi typická a v podstatě je nezaměnitelná. To ovšem neznamená, že všichni pacienti s touto symptomatikou mají Parkinsonovu chorobu. Asi 15-20% pacientů s manifestními parkinsonskými rysy trpí tzv. sekundárními parkinsonskými syndromy. Nejedná se pouze o poškození buněk tvořící dopamin v bazálních gangliích, ale jde o rozsáhlejší, difúznější postižení celých bazálních ganglií, i jiných systémů. Proto vzniká potřeba sjednotit klinické zkušenosti do jednoduchých a specifických diagnostických kritérií Parkinsonovy choroby (Wardova-Gibbsova kritéria: *Tabulka 1*).

Tabulka 1: Wardova-Gibbsova kritéria Parkinsonovy choroby [1]

1. Jedná se o progresivní onemocnění	
2. Jsou přítomny nejméně 2 ze 3 hlavních příznaků	a) tremor
	b) rigidita
	c) bradykineze
3. Jsou přítomny nejméně 2 ze 4 vedlejších příznaků	a) funkční zlepšení či výskyt dyskinezi po terapii levodopou
	b) asymetrie příznaků (výraznější postižení vpravo či v levo)
	c) tremor jako počáteční projev onemocnění
	d) asymetrie příznaků na počátku onemocnění
4. Není přítomna symptomatika svědčící pro jiné onemocnění	
5. Není přítomno onemocnění, které může být provázeno parkinsonským syndromem	

Diferenciální diagnóza akineze

Hodně pomáhá pozorné hodnocení chůze. Schopnost vykonávat rychlé, otáčivé a alternující pohyby je u nemocných s PCH omezená až nemožná. Akinetické syndromy mohou začínat asymetricky – na jedné polovině těla – chybí synkineze při chůzi.

Diferenciální diagnóza rigidity

Při vyšetření jedné končetiny je těžké někdy odlišit rigidity od spasticity. V běžné klinické praxi tato dif. diagnóza nemá závažnou úlohu, neboť jde o hemisyndromy spojené se spasticitou anebo spastické paraparézy (*Tabulka 2*).

Tabulka 2: Rozlišení rigidity a spasticity [1]

	Rigidita	Spasticita
napínání - odpor	Plastický	Elastický
změna tonu při pasivním pohybu	Nemění se nebo fenomén ozubeného kola	stoupá - fenomén sklapovacího nože
změna při afektivních podnětech	Výrazná	Malá
změna při senzitivních, vegetativních stimulech	Malá	Výrazná

Zvýšení tonu při spasticitě je spíše pružného charakteru, při rigiditě je charakterů ozubeného kola.

Sekundární syndromy Parkinsonovy Choroby

Neslučitelné příznaky s Parkinsonovou chorobou (*Tabulka 3*).

Tabulka 3: Příznaky neslučitelné s Parkinsonovou chorobou [1]

Anamnéza iktovitého zhoršování
Anamnéza opakovaných úrazů hlavy
Okulogyrní krize
Užívání neuroleptik v anamnéze
Vysoký výskyt obdobných potíží v příbuzenstvu
Mozečková symptomatika
Těžší demence
Těžší vegetativní dysbalance
Babinskiho příznak
Hydrocefalus, tumor či četné ischemické známky na CT
Okohybná porucha
Jiné mimovolní pohyby než tremor
Pseudobulbární syndrom

Skupina sekundárních parkinsonských syndromů je značně rozsáhlá a heterogenní. Základní diagnostické jednotky jsou uvedeny v přehledu v *Tabulka 4*.

Klinické poznání Parkinsonovy choroby není obtížné, jsou-li vyjádřeny alespoň 2 ze 3 hlavních příznaků.

Tabulka 4: Parkinsonské syndromy [1]

Charakter syndromu	Syndrom
Parkinsonský syndrom obvykle dominující klinickému obrazu, další klinická symptomatika není konstantní	polékový parkinsonský syndrom
	toxický parkinsonský syndrom (Mg, Pb, CO)
	vaskulární parkinsonský syndrom
	parkinsonský syndrom při normotenzním hydrocefalu
	postencefalitický parkinsonský syndrom
	parkinsonský syndrom v souvislosti s tumory CNS
	parkinsonský syndrom v souvislosti s traumaty CNS
Parkinsonský syndrom v rámci širší, klinicky poměrně konstantní symptomatiky	Prograsivní supranukleární obrna
	morbus Alzheimer
	olivopontocerebelární degenerace
	morbus Wilsoni
	syndrom Shy-Drager
	syndrom Fahr
	morbus Jakob-Creutzfeldt
	Westphalova varianta Huntingtonovy chorey
	morbus Hallevorden-Spatz
	torzní dystonie
	striatonigrální degenerace (Adams)
	kortikobazální degenerace
	progresivní pallidální atrofie (Hunt)
	komplex Parkinson-demence-amyotrofická laterální skleróza z Guamských ostrovů

Genetické vlivy, stárnutí, apoptóza

Dnes je již doloženo, že příčina PCH může být v některých případech hlavně genetická s autozomálně dominantní dědičností nebo s některým jiným typem dědičnosti. Podle současných názorů je většinou nezbytný pro vznik PCH faktor prostředí. Posouzení významu genetické zátěže obecně vyžaduje další výzkum k lokalizaci genu PCH v rodinách s rodinným výskytem PCH. Dalším rizikovým faktorem je stárnutí. Incidence PCH s věkem stoupá. Významnou roli hraje pokles funkce mitochondrií během stárnutí a snižování hladiny neurotrofních a protektivních faktorů.

shrnutí

Z analýzy uvedených možností vyplívá, že PCH bude pravděpodobně vznikat interakcí faktorů klasické epidemiologické triády:

- hostitel (genetická dispozice)
- agens (toxin)
- prostředí

[1]

2. REŠERŠE STÁVAJÍCÍHO STAVU MONITOROVÁNÍ A ELIMINACE PROJEVŮ PARKINSONOVY CHOROBY

Pro monitorování projevů Parkinsonovy choroby se nejčastěji používají tlaková čidla, která jsou umístěny do bot pacientů. Jejich velkou výhodou je pružnost, malé rozměry a zanedbatelná hmotnost.

Je potřebné dbát důraz na správné zajištění senzoru, aby nedošlo k jeho dislokaci z původního umístění a tím zkreslení výsledků. Omezení těchto senzorů je v prostorovém rozlišení dat ve srovnání se systémy zabudovanými v plošinách. Toto omezení je způsobeno omezeným počtem senzorů v botě. Při biomedicínských měřeních musí být splněny dvě základní úvahy a to požadavky na cílovou realizaci a požadavky na použité snímače. Měření v reálném čase z parametrů chůze vyžaduje, aby byla čidla mobilní.[2]

Hlavní požadavky na implementaci snímačů:

Mobilita: Sensory musí být lehké a malé, celé zařízení umístěné v botě by nemělo překročit hmotnost 300 g.

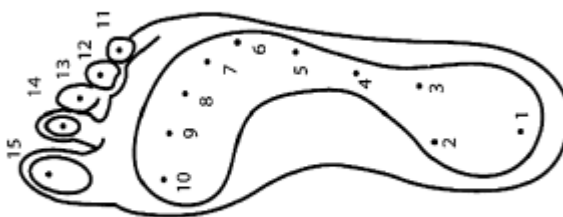
Kabeláž: Tu je třeba co nejvíce omezit. Ideální jsou bezdrátové systémy, které zajistí pohodlnou, bezpečnou a přirozenou chůzi

Umístění senzorů: Chodidlo může být rozděleno do 15ti oblastí: pata (oblast 1-3), střed chodidla (oblast 4-5), metatranzální (oblast 6-10) a špička (oblast 11-15). Tento způsob rozdělení je znázorněn na **Obr. 1**. Na těchto místech je nejvíce rozložena hmotnost osoby a zajišťují stabilitu.

Nízké náklady: Využitelnost v obecných aplikacích. Použití levných masově vyráběných elektronických komponent v kombinaci s novými řešeními senzorů.

Nízká spotřeba energie: Energie z malých baterií musí dostačovat pro sběr a záznam požadovaných dat.

[2]

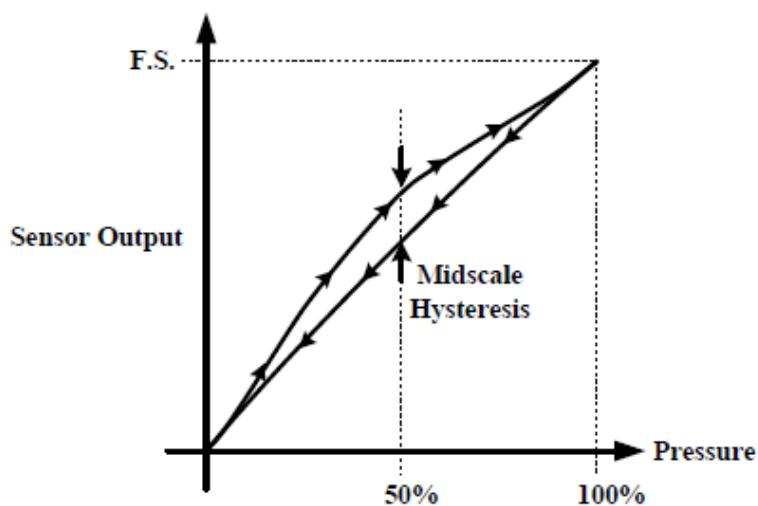


Obr. 1: Anatomické oblasti chodidla [2]

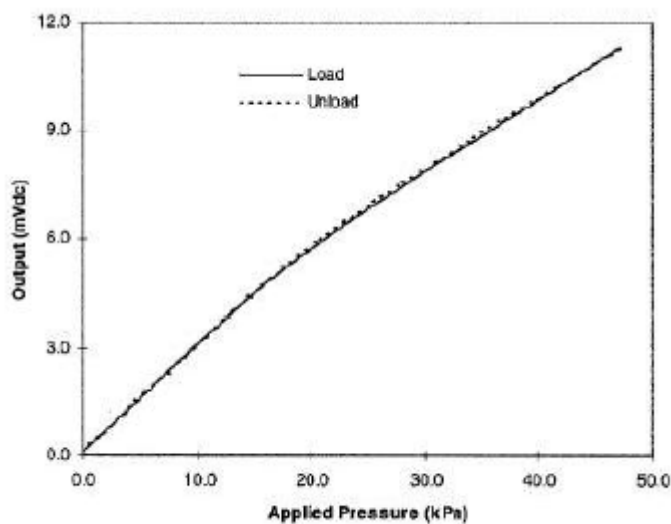
Požadavky na plantární tlakové senzory

Mezi klíčové specifikace pro výkon snímačů patří: linearita, hystereze, snímací velikost, tlakový rozsah a teplotní citlivost.

Hystereze: Můžeme ji stanovit pozorováním výstupního signálu, když je snímač zatěžován a odlehčován. Příklad hystereze senzoru je uveden na **Obr. 2** a **Obr. 3**. [2]



Obr. 2: Hystereze způsobená zatížením a odlehčením senzoru v 50% aplikovaného tlaku [2]



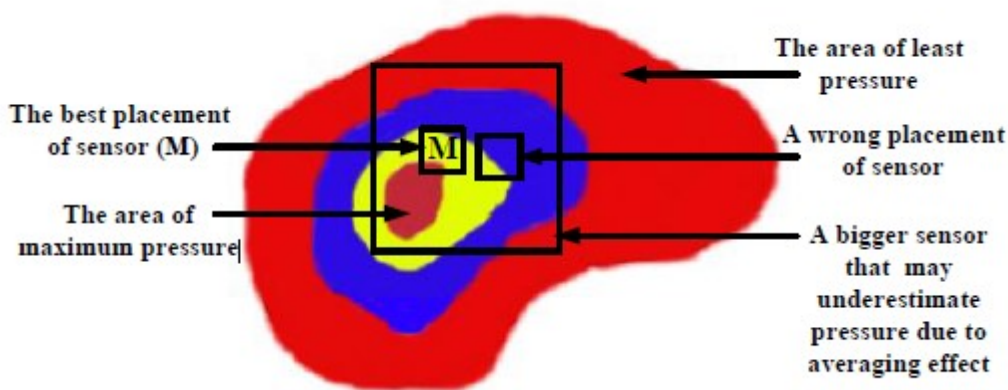
Obr. 3: Zanedbatelná hystereze tlakového senzoru [2]

Linearita: Odezva senzoru na působící tlak. Linearita ukazuje, jak jednoduché nebo komplikované obvody musí být použity při zpracování signálu. Vysoce lineární odezva vyžaduje velmi jednoduché obvody pro zpracování signálu a naopak.

Teplotní citlivost: Sensory mohou vykazovat rozdílné hodnoty výstupního signálu při různých teplotách. To je způsobeno materiály, které jsou součástí snímače, neboť reagují odlišně na změnu teploty. Výhodný je senzor s nízkou citlivostí teploty v rozsahu od 20°C do 37°C.

Rozsah tlaku: Klíčová specifikace senzoru. Maximální tlak je horní mez, kterou může tlakový senzor měřit a naopak. U senzorů použitých v botách se používají hodnoty až 1990 kPa. V extrémních případech až 3 MPa.

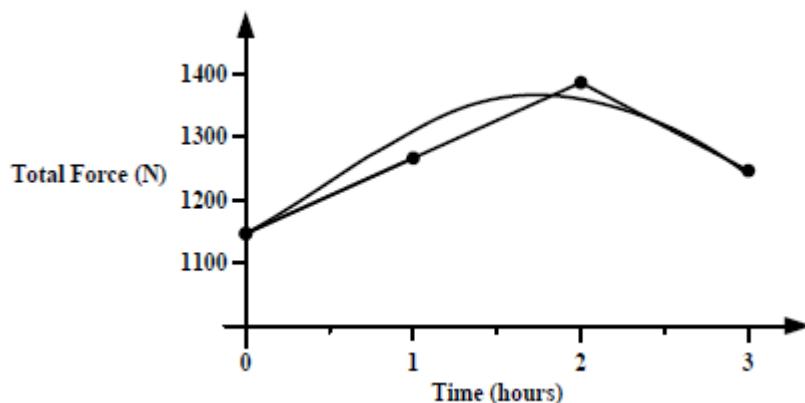
Snímací oblast senzoru: Rozměry a umístění senzoru mají rovněž velký význam, jak je znázorněno na **Obr. 4**. Je doporučeno používat senzor minimálně o rozměrech 5x5 mm.



Obr. 4: Optimální umístění senzoru [2]

Provozní frekvence: Doporučený je takový senzor, který bude schopen odběru vzorků na 200 Hz. Tato frekvence je obecně považována za dostatečnou pro odběr vzorků při chůzi.

Deformace a opakovatelnost: Deformace materiálu při zvýšené teplotě a statickém namáhání se přímo vztahuje k časově trvalé deformaci materiálu, když jsou vystaveny konstantní zátěži (**Obr. 5**). Nízká deformace je jedním z klíčových specifikací pro výběr senzoru. Opakovatelnost se vztahuje ke schopnosti produkovat spolehlivý výsledek i po dlouhou dobu. Vysoké cyklické zatížení může způsobit deformaci nebo únavu materiálu. [2]



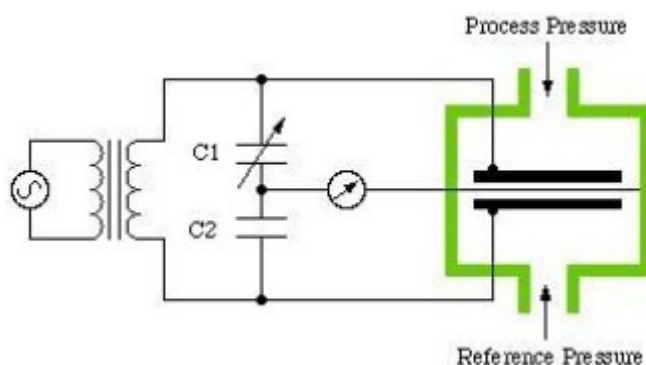
Obr. 5: Příklad chybných měření v důsledku deformace senzoru [2]

Komerční chodidlové tlakové senzory

Na trhu je řada dostupných tlakových senzorů, které jsou běžně používány. Mezi ně patří kapacitní senzory, odporové snímače, piezoelektrické senzory a piezorezistivní senzory. Výstupní signál je v podobě napětí nebo proudu, který je přímo úměrný k měřenému tlaku.

Kapacitní senzor:

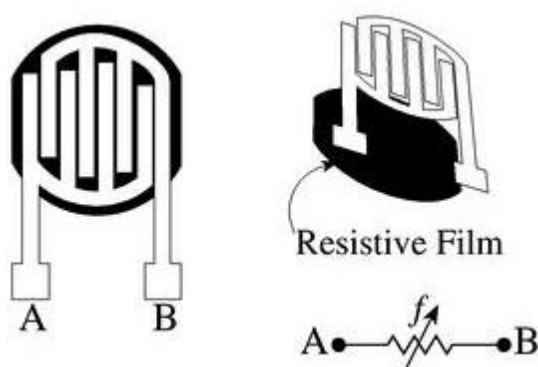
Senzor se skládá ze dvou vodivých, elektricky nabitých desek, které jsou odděleny elastickou vrstvou dielektrika. Jakmile je aplikován tlak, dojde k ohybu elastické vrstvy, čímž se zmenší vzdálenost mezi oběma deskami, což vede ke změně napětí na výstupu vůči aplikovanému tlaku. [2] Na **Obr. 6** je vidět konstrukce kapacitního senzoru.



Obr. 6: Konstrukce kapacitního senzoru [2]

Rezistivní senzory (FSR - Force-sensing resistor):

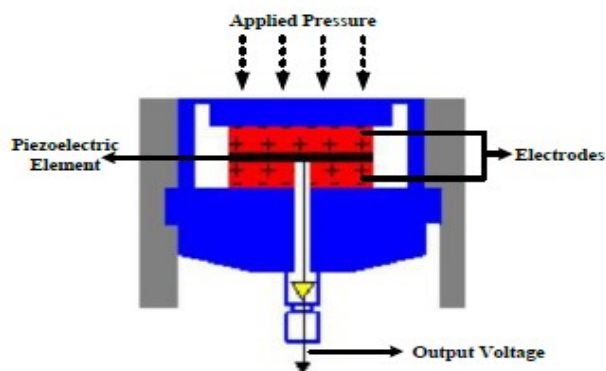
Po aplikaci tlaku čidlo měří odpor vodivé pěny mezi dvěma elektrodami. FSR čidla jsou vyrobeny z vodivého polymeru, který mění odpor se silou. Působení síly způsobí, že vodivými částicemi protéká proud, který roste úměrně s mírou zátěže. [2] Tento senzor je zobrazen na **Obr. 7**.



Obr. 7: Konstrukce rezistivního tlakového senzoru [2]

Piezoelektrické senzory:

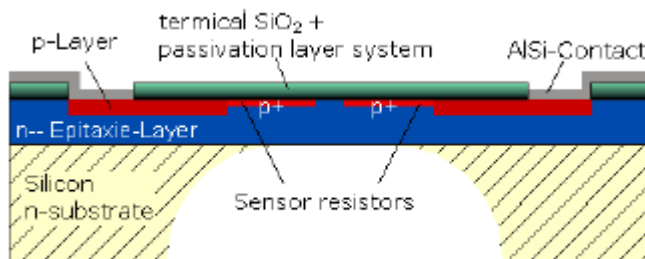
Snímač vytváří elektrické pole (napětí) v závislosti na tlaku. Tyto senzory mají vysokou impedanci, a proto jsou náchylnější k nadměrnému elektrickému rušení. Nejvhodnějším materiálem pro klinicky orientované měření tlaku je polyvinylidenfluorid, (PVDF) protože je pružný, tenký a deformovatelný.[2] Na **Obr. 8** je znázorněna konstrukce piezoelektrického snímače.



Obr. 8: Konstrukce piezoelektrického senzoru [2]

Piezorezistivní senzor:

Tento senzor je vyroben z polovodičového materiálu. V piezorezistivním materiálu je objemový odpor ovlivněn silou nebo tlakem, který se aplikuje, je-li snímač odlehčen, odpor je vysoký a naopak. Aplikováním tlaku vytváří piezoelektrický prvek elektrický náboj. To způsobuje vytvoření napětí úměrného působící síle. [2] Konstrukce tohoto senzoru je uvedena na **Obr. 9**.



Obr. 9: Konstrukce piezorezistivního senzoru [2]

Eliminace projevů Parkinsonovy choroby

Studie věnující se zlepšení kvality života lidí s Parkinsonovou chorobou s využitím vibračních stimulací popisuje systém nazvaný PDShoe. Jedná se o stimulaci nohou vibracemi, které jsou synchronizované s chůzí člověka. Tento bezdrátový systém byl testován na 4 osobách, z nichž jedna měla implantovanou mozkovou stimulaci (DBS). Z výsledků této studie se můžeme domnívat, že tento způsob terapie může být účinný a pomůže zlepšit kvalitu života lidem s PCH.

Již několik studií bylo zaměřeno na účinky vibrací u pacientů s PCH. Nicméně účinnost klesala v průběhu času, proto nejsou vhodné pro každodenní užívání a nahlíží se na tuto léčbu jako na terapii.

Použité boty v této studii jsou vyrobeny z tenkého materiálu, který je vysoce vibračně vodivý.

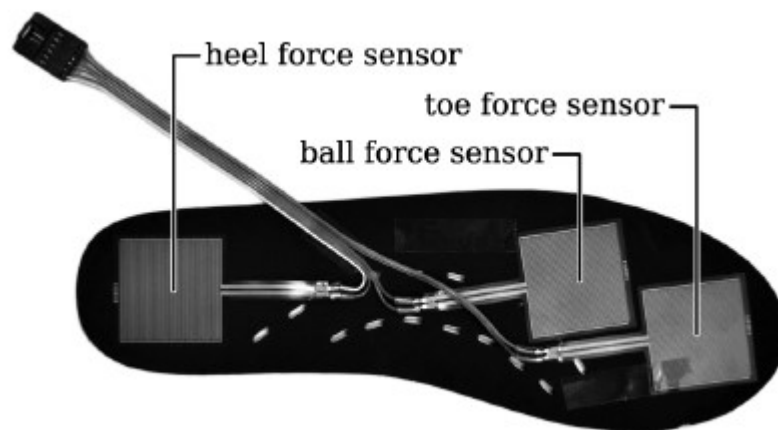
Samotnou stimulaci zajišťují reproduktory, které byly přidělány ke každé botě suchým zipsem. Tyto reproduktory jsou aktivovány po překročení prahové hodnoty 22,5N v místě snímání tlaku a vibrují po dobu 1s. Jakmile dojde opět ke změně tlaků, celý systém se opět aktivuje a aktivuje reproduktory na příslušných místech podle zatížení, tj. vibrace probíhá na místě, které je právě zatíženo. Pokud člověk stojí na místě, dojde k deaktivaci, čímž se šetří baterie. Vibrační frekvence byla experimentálně nastavena na hodnotu 175 Hz, tato frekvence byla deklarována jako dostatečně nízká pro minimalizování sluchové zpětné vazby. Po provedení prvních testů bylo nutné upravit prahovou hodnotu na 31,25N, čímž se zabránilo nechtěným stimulacím. Na **Obr. 10** je patrné umístění reproduktorů a snímačů v botě s dalšími řídicími moduly pro vibrační zařízení. K vyhodnocení signálů z tlakových senzorů je použit mikroprocesor arduino, který zajišťuje i samotné poskytnutí dat pro bluetooth modul.

Celý systém je napájen pomocí dvou 3,7V baterií li-pol o kapacitě 1000 mAh pro každou botu. V klasickém režimu jsou schopny tyto baterie obstarat napájecí napětí po dobu 70ti minut.[3]



Obr. 10: Rozložení modulů PDShoe [3]

V každé z bot jsou 3 snímače (pata, špička a v oblasti malíčku). Čidla jsou proměnné rezistory, jejichž hodnota se mění v závislosti na vyvinutém tlaku. Maximální zátěž je 98N. Senzory jsou připojeny k mikroprocesoru v děliči napětí. Napětí se přes pevné rezistory měří na 10 bit ADC uvnitř procesoru Arduino. Senzory můžeme vidět na **Obr. 11**. [3]



Obr. 11: Umístění senzorů na stélce bot PDShoe [3]

Jedná se o tzv. rezistivní tlakové senzory (FSR - Force-Sensing Resistor).

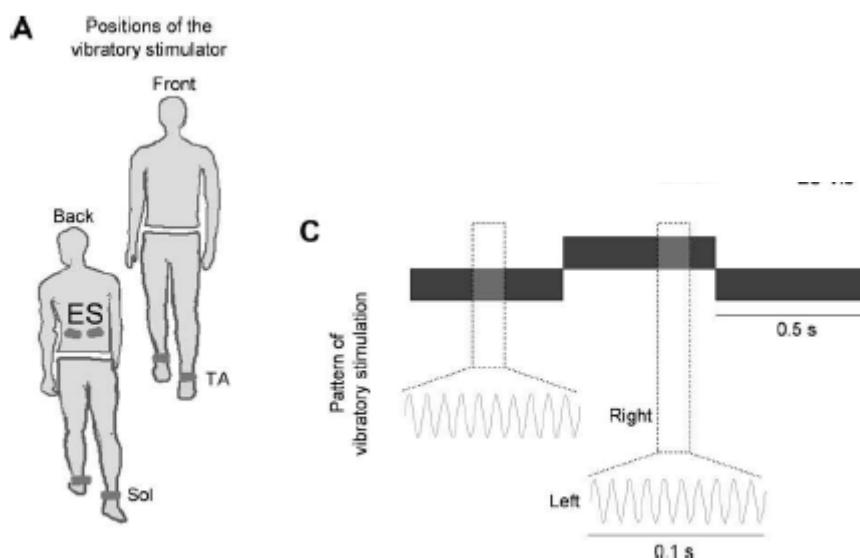
Jedna z dalších studií si kladla za cíl zjistit, zda vibrace působící na danou část těla omezí selhání chůze (nechtěné zastavení) případně třes u parkinsoniků. Vibrační přístroje byly umístěny na lýtko. Testovalo se různé umístění, na méně postižených končetinách, naopak více a úplné vypnutí vibrací. Výsledky byly zhodnoceny srovnáním stavu před a po testování. Výsledky poukazují, že stimulace svalů vibracemi je slibnou metodou ke snížení počtu selhání chůze (FOG). Zlepšení bylo svázáno s méně postiženými končetinami, což naznačuje, že pouze méně poškozená strana bazálních ganglií si může zachovat schopnost zpracovat zpětnou smyslovou vazbu. Tato studie byla zaměřena konkrétně na umístění vibračních přístrojů na zadní stranu dolních končetin a jejich účinky na omezení FOG, případně ovlivnění jejich doby trvání a závažnosti.

Vybraní pacienti v této studii netrpěli dalšími nemocemi, které by mohly ovlivnit výsledky studie. Pacienti se procházeli po 5 metrové elektronické rohoži (ZenoWalkway eProtoKinetics®), byli požádáni o 15cm kroky svým vlastním tempem. Důraz byl kladen na zachování stejné délky kroku až do konce rohože. Vibrace byly aplikovány na lýtko pomocí vibračních zařízení (DC mikro motory), řízených přes wifi. Byly vybrány parametry 100Hz a 1,2mm amplituda, tyto parametry jsou zcela běžně uváděny v literatuře pro zdravé i pacienty s PCH. Stimulace probíhala v době začátku zmražení chůze a následně po celou dobu testování. [4]

Další ze studií se zabývala použitím vibrací na trup a lýtka, kde byla sledována změna kadence a rychlosti chůze u pacientů s Parkinsonovou chorobou. Studie se zúčastnilo 15 pacientů s diagnózou idiopatické PCH (8 žen a 7 mužů, s průměrným věkem $68,4 \pm 10,9$ roků). Nikdo netrpěl dyskinezi nebo FOG v průběhu vyhodnocení. Dalších 15 zdravých jedinců (7 žen a 8 mužů, s průměrným věkem $60,2 \pm 11,6$ let) složilo jako kontrolní vzorek. Všichni testovaní se dříve podobných testů neúčastnili.

Vibrační zařízení

Řízený systém napájený bateriemi, dodávající vibrace do místa styku se svaly (umístění *Obr. 12A*). Systém se skládá ze dvou vibračních jednotek připojených k řídicí jednotce. Vibrace jsou nastaveny na frekvenci 100Hz a pracovní cyklus na alternativní vibrační sekvenci viz *Obr. 12C*. Vibrační jednotky byly upevněny na svaly na obou stranách. Pro tibialis anterior a Soleus byly pod gumičkami na distálních šlachách. Pro erectores spinae byly umístěny pod opasek do dvou míst vzdálených 10 cm od sebe, pás se utáhl ve výšce 2. bederního obratle.[5]



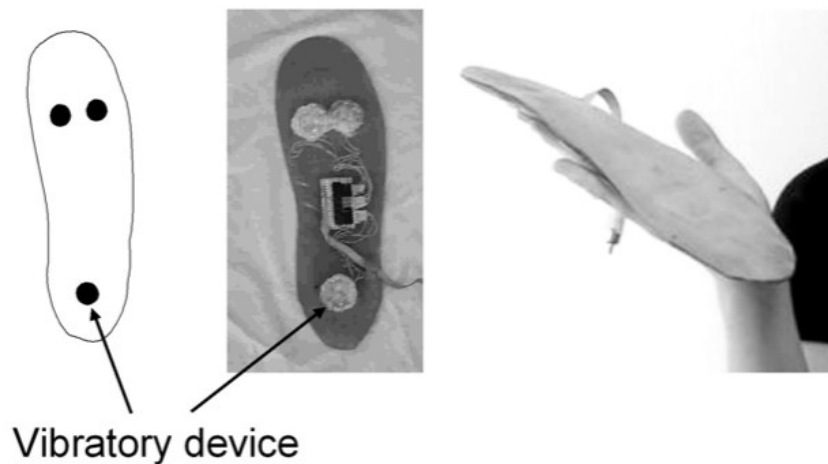
Obr. 12: Umístění vibračních zařízení a nastavení vibrační sekvence[5]

V následující studii byl opět zkoumán vliv synchronizované vibrační stimulace chodidel. Tvůrci této studie předpokládali, že vibrační stimulace mechanoreceptorů na noze, která bude synchronizována s krokem, zlepší chůzi pacientů s Parkinsonovou chorobou. Vibrace byly využity jako posílení proprioreceptivního vstupu během chůze u zdravých jedinců i pacientů s Parkinsonovou chorobou.

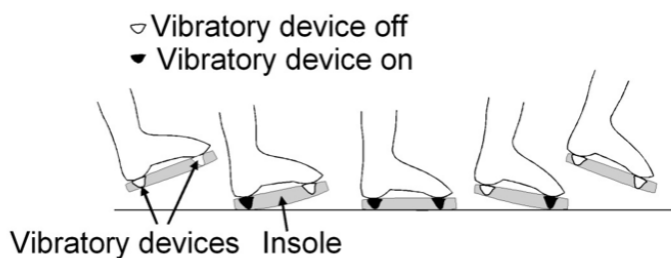
Tlak nohy aktivuje plantární mechanoreceptory, které zprostředkovávají posturální úpravu během stojné fáze kroku. Účinek nadprahové stimulace je velice složitý a závisí na frekvenci, amplitudě a umístění stimulačních zařízení.

Nositelné vibrační zařízení napájené bateriemi přináší vibrační stimul do chodidel, který je synchronizován s krokem. Ve vložce bot byly zabudovány 3 vibrační zařízení, jedno pod patou a dvě v přední části chodidla. Stimulace vibrací je vypnuta v průběhu švihy nohy a reaguje až na dotek paty a přední části chodidla. Intenzita vibrací je srovnatelná s vibracemi u přenosných zařízení, jako jsou mobilní telefon, pager aj. Vibrační zařízení využívá miniaturní vibrační kotouč motoru OPTEC 2890W11, který generuje vibrace o frekvenci 70 Hz a pracuje s napětím 1,3 V.

Vibrační zařízení se skládá z vibračního disku motoru (průměr 18 mm) a spínače membrány přilepené na něj. Výsledná tloušťka je 5 mm, hmotnost 5 gramů a rozsah vibrací je 0,1-0,2 mm. Každé z vibračních zařízení je ovládáno samostatně.[6]



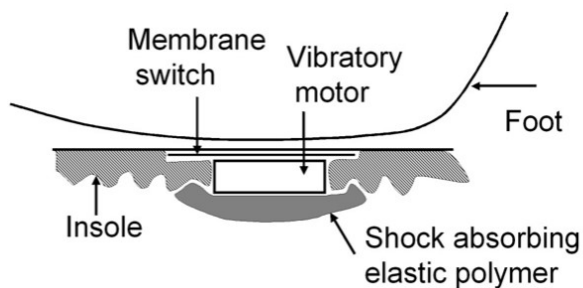
Obr. 13: Umístění vibračních zařízení ve stélce boty [6]



Obr. 14: Načasování spouštění vibračních zařízení [6]

V této studii byl použit nožní spínač, který poskytuje zpětnou vazbu pro vibrační zařízení. Je založen na průmyslovém membránovém spínači, který se sepne při zatížení na 350 gramů. Snímač je připevněn na horní část vibračního motoru a spolu jsou zakotveny v pružných vložkách. (Dr. Scholl masážní gel insoles®).

Signály ze snímačů byly odebrány se vzorkovací frekvencí 200 Hz pomocí 16-bitového A/D převodníku a zaznamenány na přenosné zařízení mikrořadičů.



Obr. 15: Konstrukce použitého nožního spínače [6]

Velice důležitým faktem je volba účinné frekvence vibračních stimulací. Právě testováním použitelných frekvencí se věnují následující dvě studie.

Již v jiných studiích byly prokázány účinky vibrací při léčbách pacientů s PCH. V této studii je věnována pozornost celotělové vibraci, zejména její frekvenci. Bylo vybráno 48 pacientů, z nichž byli vyloučeni taci, u kterých by bylo možné ovlivnění jejich dalšími nemocemi. Pacienti byli náhodně rozděleni do 4 skupin (placebo, vibrace 3Hz, vibrace 6Hz a vibrace 9Hz). V každé skupině bylo 12 subjektů. Testy probíhaly na vibrační plošině, kde byli pacienti postaveni a následně podrobeni testu. U placebo se jednalo čistě o postavení pacienta na plošinu bez použití vibrací. Výsledky byly vyhodnoceny dle dat před a po testu.

FR: Pacienti přemísťovali pohyblivou tyčinku z Harpenden Anthropometru, vzali ji do pěstí a to bez ohýbání kolen nebo zvedání paty. FR vzdálenost se získala z rozdílu mezi počátečními a koncovými polohami hole. Každý pacient tento postup prováděl 3x s oběma rameny s 30 sekundovou pauzou mezi zkouškami.

TUG: Pacienti museli vstát ze židle, popojít 3 metry, otočit se, vrátit se k židli a znovu usednout. Doba potřebná k těmto úkonům byla zaznamenána. Pacienti tento pokus absolvovali taktéž 3x.

Před samotnou stimulací byly vzdálenosti FR srovnatelné. Stimulace vedla ke zvýšení FR a ke zkrácení doby potřebné k druhému testu. Výsledky jsou uvedeny v *Tabulka 5*. Z výsledků můžeme vidět, že nejsou zcela jednoznačné. V souhrnu, předchozí práce ukázala, že jedna relace s celotělovými vibracemi může vyvolat významné krátkodobé zlepšení na posturální stabilitu při PCH. Nicméně touto krátkou studií jsme prokázali, že celotělové vibrace se 3 frekvencemi nemají po jednom sezení akutní účinky na chůzi a balanc u pacientů s Parkinsonovou nemocí. Nicméně nemůžeme tyto výsledky považovat za prioritní a zcela tak vyloučit léčbu pomocí tohoto systému. Je dále nutné prozkoumat, jak dlouhá by měla být doba aplikace, počet sezení, frekvence i charakter vibrací.[7]

Tabulka 5: Výsledky účinků vibrací mezi jednotlivými skupinami [7]

	Funkční dosah [mm]		Trvání testu vstát a jít [s]
Placebo	237,90 (±65,48)		16,39 (±7,28)
3 Hz	260,99 (±57,78)		14,62 (±2,60)
6 Hz	237,51 (±70,95)		13,38 (±3,25)
9 Hz	264,79 (±48,20)		15,61 (±2,57)
	Úvodní test	Průběžný test	Závěrečný test
Funkční dosah [mm]	250,30 (±60,59)	264,70 (±61,20)	255,42 (±65,97)
Čas testu vstát a jít [s]	15,00 (±4,39)	14,15 (±3,79)	13,75 (±4,13)

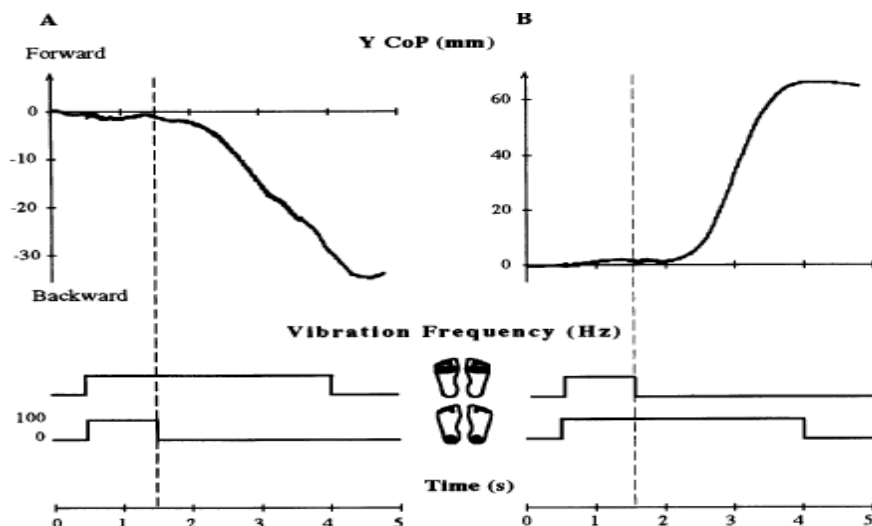
Druhá studie zabývající se volbou optimální frekvence testovala frekvence o vyšších kmitočtech. Konkrétně 20, 60 a 100 Hz.

Tato studie prokázala, že vibrační stimulace o frekvenci 100 Hz působí na přední nebo zadní zóny chodidel v závislosti na stimulované oblasti. Pro ověření byly testovány další frekvence a to 20 a 60 Hz. Stimulovány byly plantární mechanoreceptory a to elektromagnetickými vibrátory.

Poháněny byly obdélníkovými impulsy o délce 5 ms a jejich amplituda byla $0,2 \pm 0,5$ mm.

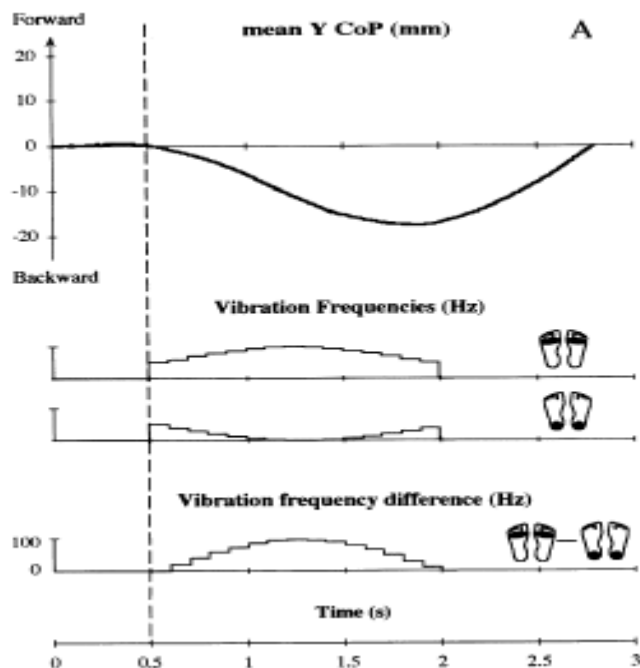
Subjektům stimulovaly vibrační zařízení chodidla a měřilo se kymácení jejich těla. Nejvyšší a nejrychlejší posturální odezvy došly při frekvenci 100 Hz a nejmenší a nejpomalejší z nich na 20Hz. Bylo prokázáno, že průměrná amplituda a rychlost posturálních odpovědí byly významně vyšší u každé frekvence od 20 do 100 Hz. Současné vibrování na čtyřech plantárních zónách při frekvencích 20, 60 nebo 100 Hz nikdy nepředpovídaly jasně orientované posunutí těla, pouze se mírně zvýšila

posturální nestabilita. Během první vteřiny ko-stimulace (100 Hz) ve 4 plantárních oblastech mírně oscilovala. Po zastavení 2 ze 4 vibrátorů došlo k celotělovému náklonu. Jeho směr byl vždy opačný ve srovnání s vibrátory, které dále stimulovaly, tj. dozadu pro přední zónu stimulace a naopak (viz *Obr. 16*).[8]



Obr. 16: Vliv stimulace na pohyb těla[8]

Posturální reakce vyvolané pod dynamickými kontrastními podmínkami. Byly stimulovány přední i zadní části nohou dvěma sinusovými signály s opačnou fází a to následujícím způsobem. Frekvence se postupně zvyšovala od 50 do 100 Hz v přední části a současně se snižovala z 50 na 0 Hz na zadní části. Pohyb těla je zřetelný na *Obr. 17*.



Obr. 17: Pohyb těla při stimulaci opačnými vibracemi [8]

Stimulace pouze přední nebo zadní části chodidla při 100 Hz nebo náhlé ukončení stimulace na jedné z těchto dvou zón vyústila k polohovým reakcím s podobným směrem, amplitudou a rychlostí. To by mohlo znamenat, že zvýšení tlaku pod jedním plantárním pásmem nebo pokles tlaku pod opačným je podobně interpretován CNS. Kromě toho při ko-stimulaci dvou plantárních zón při různých vibračních frekvencích se tělo naklání vždy směrem, kde je frekvence stimulací nižší. Celkově tyto poznatky jasně ukazují, že umělý kontrast mezi tlaky na stimulování přední a zadní plochy chodidla může být zvlášť účinný podnět k indikaci CNS, jak se tělo odchýlilo od své svislé polohy. Posturální reakce bude směrově upravena k amplitudě a nastane snaha o zrušení tlakového rozdílu, tím uvedení těla do správného postoje.

Výsledky ukazují, že příspěvek taktilních aferencí z chodidel na kontrolu stoje může být přesně kvantifikován, ale tento příspěvek je třeba vyhodnotit vzhledem k jiným smyslovým kanálům.[8]

3. DISKUZE – SHRNU TÍ

Zjištěná fakta k návrhu systému

Z dosavadních studií vyplívá, že vibrační stimulace přispívá ke zlepšení pohybu pacientů s Parkinsonovou chorobou. Vybrané studie používaly celotělové vibrace i stimulaci pouze chodidel. Ve všech studiích bylo u pacientů dosaženo zlepšení v jejich pohyblivosti, čímž se potvrdila efektivnost této metody, ovšem není prokázána účinnost stimulací v delším časovém úseku. Je nutno na tuto metodu pohlížet pouze jako na terapii a ne přímo léčbu. U pacientů ve vyšších stádiích nemoci nebyly zaznamenány tak příznivé změny, i když k mírným zlepšením došlo.

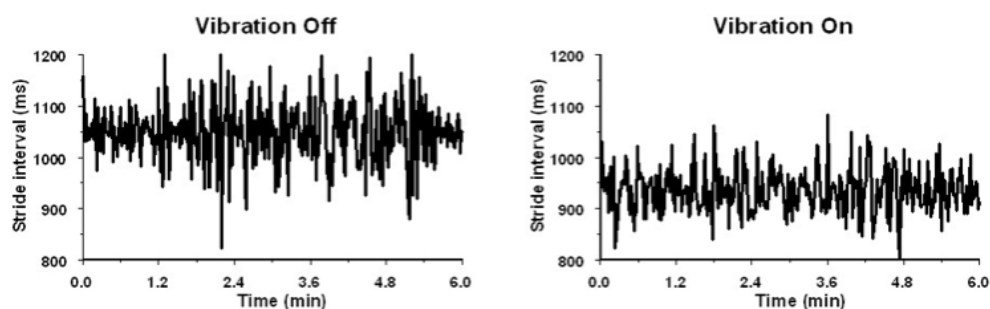
Dvě studie byly zaměřené na volbu optimální frekvence vibračních stimulací. Jedna byla zaměřena na celotělové vibrace, kdy zkoumala vliv stimulací o frekvencích 3, 6 a 9 Hz. Nebylo ovšem u žádné z těchto frekvencí možné jednoznačně určit, která bude pro použití v praxi nejlepší. Druhá studie se zabývala testováním vyšších frekvencí stimulačních vibrací použitých na chodidla osob. Testovány byly stimulace o frekvencích 20, 60 a 100 Hz. Z výsledků je prokazatelné, že vibrace o frekvenci 100 Hz měly největší vliv na stabilitu pacienta a jeví se tato frekvence jako nejoptimálnější pro použití v praxi.

Parametry zařízení v jiných pracích

Pro monitorování projevů Parkinsonovy choroby byly použity rezistivní a piezoelektrické senzory, které se ukázaly, jako dostatečně přesné a hlavně splňují všechny faktory, pro které je možné je v této konkrétní aplikaci použít (linearita, hystereze, maximální zatížení). Prahové zatížení u rezistivních senzorů použitých v systému PDShoe, které spouštělo vibrační zařízení a bylo synchronizováno s chůzí pacienta, bylo nastaveno na hodnotu 22,5 N. Z výsledků studie bylo ovšem nutné tuto hodnotu zvýšit na 37,5 N, aby nedocházelo k nechtěnému spouštění vibračních stimulací. Volba frekvence byla čistě experimentální a tvůrci této studie zvolili frekvenci vibrací na 175 Hz. Vzhledem k výsledkům je prokazatelné, že vibrační stimulace byly účinné i při takto vysoké frekvenci. Načasování jednotlivých fází chůze se posunulo při posledních sezeních k běžným hodnotám, které jsou pozorovatelné u zdravých jedinců.

Ve studii, kde bylo použito pro snímání piezoelektrických senzorů, byla nastavena hodnota spínání vibračních motorků o frekvenci vibrační stimulace 70 Hz, na hodnotu 350 g, také jako v předchozí studii se jednalo o synchronizovanou stimulaci. Použity byly vibrační motorky, které jsou běžně implementovány do mobilních telefonů a podobných zařízení. Výsledky studie poukázaly opět na zlepšení ve stálosti chůze pacientů a přínos nadprahových stimulací pro senzomotorické vazby.

Ovlivnění třesu při zapnuté stimulaci je patrné z následujícího obrázku (viz. **Obr. 18**).

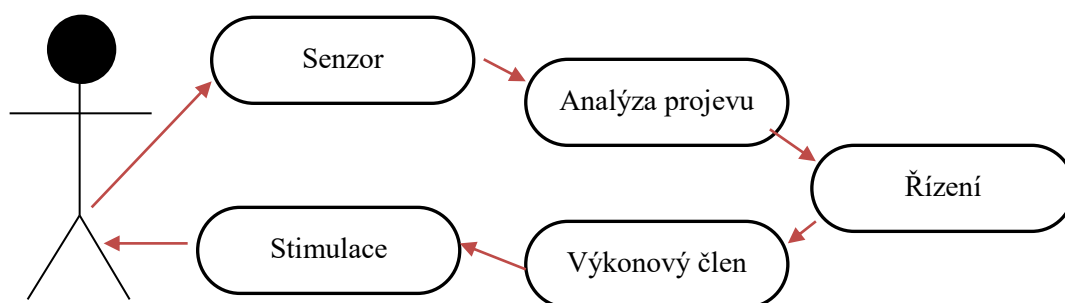


Obr. 18: Vliv vibračních stimulací na třes pacienta[6]

Ve studiích používající celotělové vibrace bylo poukázáno na rozdíly ve stimulaci více a méně postižených končetin vlivem Parkinsonovy nemoci. Vibrace na více postiženou dolní končetinu pacienta neprokazovaly výrazná zlepšení ve stabilitě ani načasování fází kroku. Oproti tomu při použití vibrací na méně postižené končetiny bylo pozorováno zlepšení v kadenci, rychlosti i stabilitě chůze napříč celému spektru pacientů. Použití vibračních stimulací jako prevence před zmražením chůze byla vyvrácena. S nepřetržitou aplikací stimulace se výskyt tohoto jevu u pacientů ještě zvýšil.

4. NÁVRH SYSTÉMU PRO ELIMINACI PROJEVŮ PARKINSONOVY CHOROBY

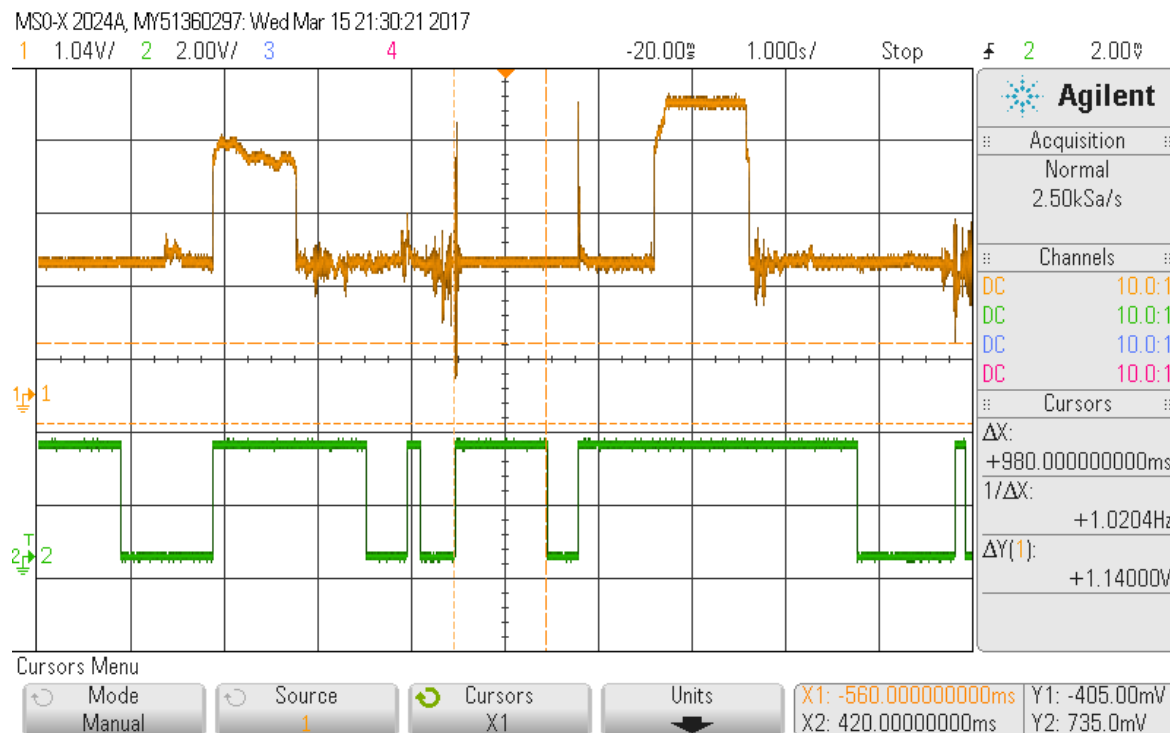
Návrh systému pro eliminaci Parkinsonovy choroby vychází ze zjištěných informací na základě provedené rešerše z výše uvedených zdrojů, které se tomuto tématu věnovaly. Cílem bylo navrhnout zařízení, které splní veškeré požadavky na toto zařízení kladené a zároveň bude cenově přijatelné. Pro snímání tlaku chodidel a zároveň případného třesu postižených osob jsou zvoleny piezoelektrické měniče, které jsou implementovány na vložku do bot. Podrobněji se tomuto tématu věnuje kapitola 4.1. Snímače pro zjištění působení Parkinsonovy choroby. Následující systémové schéma na Obr. 19 zobrazuje celý proces chování zařízení.



Obr. 19: Systémové schéma zařízení

Největší komplikací v celém návrhu bylo zpracování signálů z těchto snímačů, protože se jedná o signály s nízkou napěťovou úrovní. Z tohoto důvodu je třeba výstupní signál dostatečně zesílit a následně zdigitalizovat pro další zpracování a vyhodnocení logickými obvody v zapojení. Pro zesílení signálu je použito méně časté zapojení s využitím invertoru CMOS CD4069N. V jednom hradle je ve zpětné vazbě zapojen odporový trimr, jehož hodnotou lze nastavit zesílení hradla, tj. citlivost, při které bude zařízení dodávat stimul. Vzhledem k tomu, že pro následující obvody by byl tento signál příliš krátký (jedná se o impulzy), nebyly by schopné další obvody tento signál zpracovat. Tento problém řeší paralelní zapojení kondenzátoru s rezistorem připojeným na výstupu hradla, kdy dochází k vybíjení kondenzátoru přes použitý rezistor. Správným poměrem kapacity kondenzátoru a hodnoty odporu rezistoru je docíleno podržení logické úrovně na dobu cca. 1 s. Tato doba odpovídá použití kondenzátoru o kapacitě 330 nF a rezistoru o hodnotě 4M7.

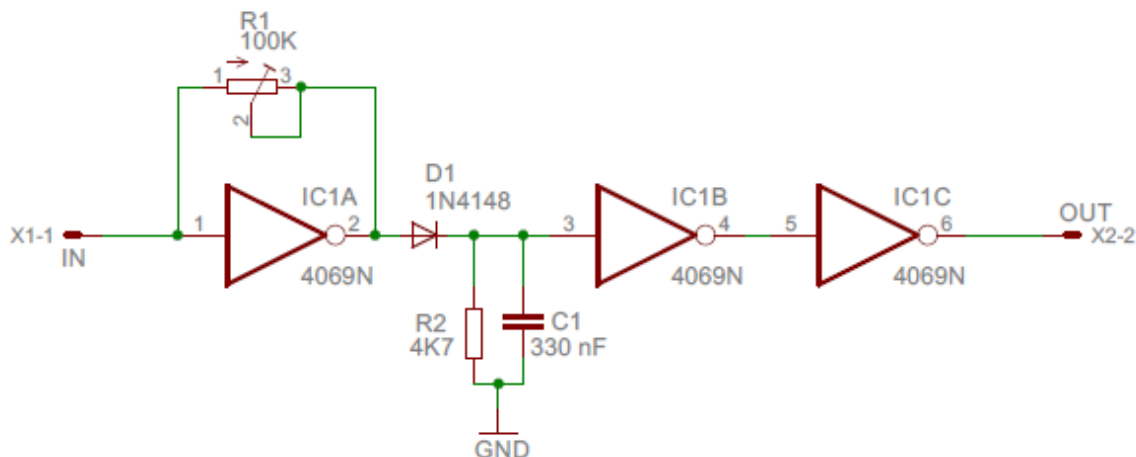
Tohoto výsledku bylo dosaženo experimentováním v laboratoři, kde vstupní zesílený signál a jemu odpovídající výstup byly zobrazeny na osciloskopu. Zobrazené signály jsou patrné z **Obr. 20**.



Obr. 20: Zobrazení vstupního a výstupního signálu na osciloskopu

Oranžový signál odpovídá zesílenému signálu z piezoměniče a zelený průběh výstupnímu signálu, který je zpracován dalšími logickými obvody. Na výstupním signálu lze vidět prodloužení doby jeho trvání v závislosti na vstupním signálu a to právě díky použití kondenzátoru. Pokud tedy vstupní signál dosáhne úrovně 1 V (závisí na působícím tlaku na piezoměnič), dochází k nabíjení kondenzátoru. Ten se vybíjí přes paralelně zapojený rezistor. Pomocí kurzorů je na průběhu vyměřena doba trvání výstupního impulzu. Tato doba byla přesně 980 ms. Jak si můžeme povšimnout, některé výstupní impulzy jsou delší a to proto, že vstupní signál překročil úroveň 1 V po delší dobu a tudíž i výstup na tento fakt reagoval, dokud vstupní signál neklesl pod tuto úroveň.

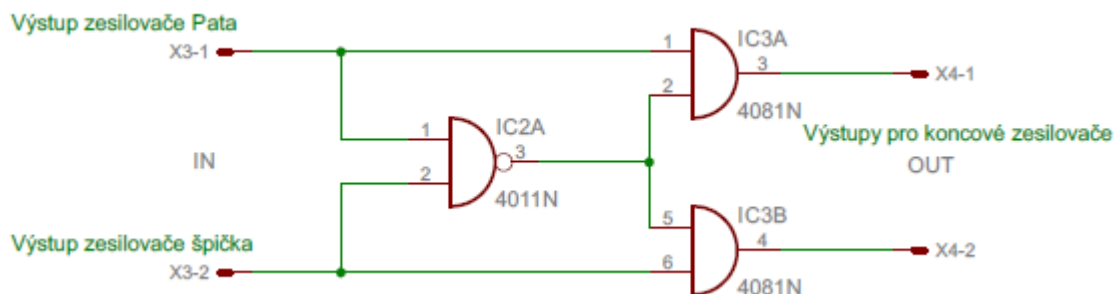
Zapojení vstupního zesilovače je patrné z následujícího obrázku (**Obr. 21**).



Obr. 21: Schéma zapojení vstupního zesilovače

Toto zapojení musí být použito pro každý piezoměnič, tedy celkem čtyřikrát.

Následně bylo nutné vyřešit způsob, jakým zamezit stimulaci při stání na místě, tj. aby byly stimulace dodávány pouze při chůzi. To řeší kombinace logických obvodů CD4011N (logický NAND) a CD4081N (logický AND). Schéma zapojení je patrné z **Obr. 22**.



Obr. 22: Schéma zapojení logických obvodů pro vyhodnocení stání

Na vstup těchto obvodů přichází signál z piezoměničů po vstupní úpravě obvodem CD4069N, která je popsána výše. Mezi sebou se vyhodnocují signály ze špičky chodidla a paty.

Pro pochopení funkce tohoto zapojení jsou zde přiloženy následující tabulky, z nichž lze určit logickou úroveň výstupu jednotlivých obvodů po přivedení kombinací logických úrovní vstupních signálů.

Tabulka 6: Vstupně-výstupní tabulka pro obvod CD4011N

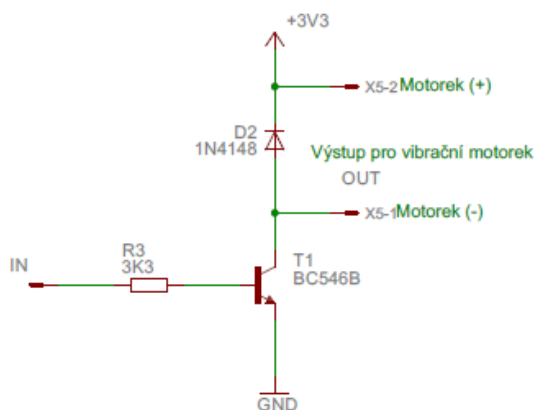
Vstupně-výstupní tabulka pro obvod CD4011N (logický NAND)		
Vstup A	Vstup B	Výstup Y
0	0	1
0	1	1
1	0	1
1	1	0

Tabulka 7: Vstupně-výstupní tabulka pro obvod CD4081N

Vstupně-výstupní tabulka pro obvod CD4081N (logický AND)		
Vstup A	Vstup B	Výstup Y
0	0	0
0	1	0
1	0	0
1	1	1

Pokud tedy nastane situace, že je noha ve vzduchu, na výstupních obvodech CD4081N bude logická úroveň 0. V případě, že dotyčná osoba stojí na místě, vstupní signálem je logická 1 z obou piezoměničů. Tudíž na výstupu obvodů CD4081N se taktéž objeví signál s logickou úrovní 0. Výstup obvodu CD4081N bude nastaven do logické úrovně 1 pouze v případě, že je pouze jeden ze vstupních signálů v logické 1.

Takto zpracovaný signál bylo nutno z hlediska zatížení hradel obvodu CD4081N proudově zesílit a to využitím zapojení tranzistoru BC546 jako spínače. Po přivedení signálu do báze dojde k otevření tranzistoru a následnému proudovému zesílení, které způsobí aktivaci příslušného vibračního motorku. Zapojení této části obvodu je patrné z **Obr. 23**.

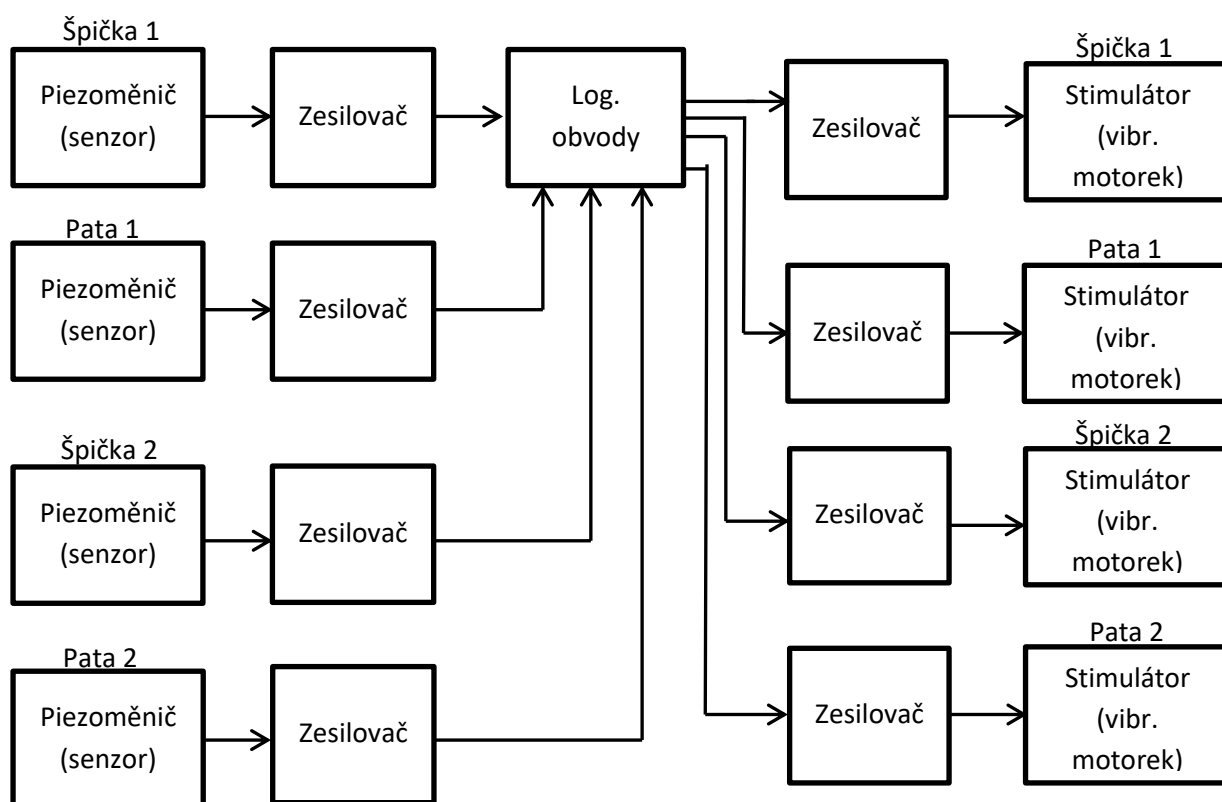


Obr. 23: Schéma zapojení proudového zesilovače

Tímto způsobem je zesílen výstupní signál z obvodu CD4081N pro vibrační motorky. Antiparalelně s motorky jsou zapojeny diody, protože na motorcích by mohlo dojít k indukovanému napětí, které by mohl prorazit přechod tranzistoru a tím součástku zcela poškodit.

Ze získaných informací vyplývá, že stimulace pro potlačení projevů Parkinsonovy choroby je nejúčinnější vibrací o frekvenci, která se pohybuje od 70 Hz do asi 130 Hz, po dobu trvání 1 sekundy. Tomuto požadavku vyhovují běžné vibrační motorky, které se používají v mobilních telefonech. Vibrační motorky jsou spolu s piezoměniči umístěny na vložku do bot.

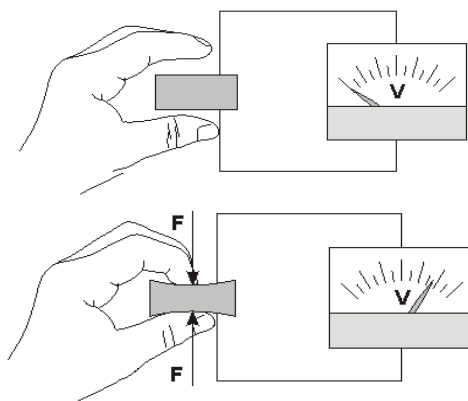
Blokové schéma celého zařízení je vyobrazeno na Obr. 24.



Obr. 24: Blokové schéma zařízení

4.1. Snímače pro zjištění působení Parkinsonovy choroby

Jak již bylo zmíněno výše v provedené rešerši, pro zjištění působení Parkinsonovy choroby se používají senzory na rezistivním, kapacitním nebo piezoelektrickém principu. Nejčastěji je možné se setkat s tzv. FSR senzory (*Obr. 7*), ovšem jejich nevýhodou je poměrně krátká životnost z hlediska častého namáhání a následná výměna těchto senzorů je finančně náročná. Pokud se ovšem zaměříme na výhody, tak tyto senzory nepodléhají žádnému elektrickému rušení, které by značně komplikovalo zkonstruování celého zařízení. Dalším typem senzorů jsou kapacitní tlakové senzory (*Obr. 6*), zde je zaznamenávána změna napětí v závislosti na zatížení senzoru. Velice jednoduše řečeno vzniká náboj mezi deskami, které jsou odděleny dielektrikem, který je přímo úměrný působící síle. Mezi hlavní nevýhody senzorů na tomto principu patří možnost vzniku rušení, omezená životnost a vysoká cena. Poslední typ senzorů (*Obr. 8*) využívá tzv. piezoelektrický jev. Uvnitř piezoměniče je křemíkový krystal, který se po působení tlaku deformuje. Tím vzniká na jeho plochách elektrický náboj přímo úměrný působící síle. Tento princip je znázorněn na následujícím obrázku viz. *Obr. 25*.



Obr. 25: Princip funkce piezoelektrických senzorů [22]

Nevýhoda těchto senzorů spočívá především v elektrickém rušení signálu, proto je třeba použít stíněné vodiče a kabeláž pokud možno co nejvíce omezit. Mezi výhody můžeme zařadit především cenovou dostupnost, veliký rozsah zatížitelnosti, citlivost a malé rozměry, díky nimž se tyto senzory dají velice úspěšně implementovat do vložek v botě.

Vzhledem k požadavkům, které jsou kladeny na senzory v tomto případě užití a jsou taktéž zmíněny v rešerši, je použito piezoelektrických měničů pro zkonstruování vlastního zařízení, pro eliminaci projevů Parkinsonovy choroby. Důvodem tohoto rozhodnutí jsou právě hlavní výhody senzorů na tomto principu. Případnou možnost elektrického rušení signálu řeší použití stínění a filtračních kondenzátorů.

Konkrétně byl použit piezoměnič o průměru 27 mm, který je svojí velikostí dostatečně citlivý a zároveň je na jeho výstupu po zatížení (působení síly) napětí v řádech desetin voltů, které lze dále zpracovávat. Použitý piezoměnič je zobrazen na *Obr. 26*.



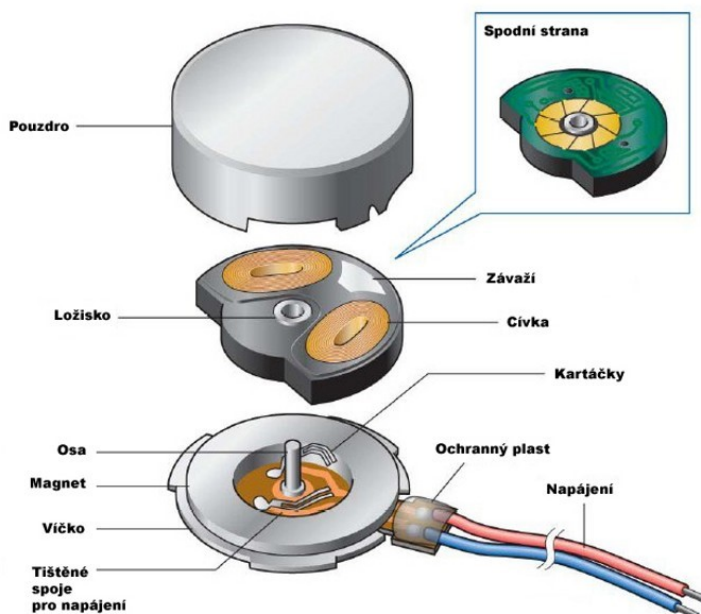
Obr. 26: Piezoměnič M010-27mm

4.2. Aktivátory pro eliminaci projevů

Z již provedených studií, které se věnují této problematice, bylo zjištěno, že působení vibrací na lýtkové a bederní svalstvo, případně na plantární body chodidla má významný vliv z hlediska eliminace projevů Parkinsonovy choroby. Nejčastěji jsou k této funkci použity výkonové rezonátory, na kterých je generován zvuk o frekvencích pohybujících se od 70 do 130 Hz. Druhým možným způsobem je použití vibračních motorků, které se používají v mobilních telefonech. Frekvence vibrací se obvykle pohybuje okolo 70 Hz, tudíž vyhovují požadovaným parametrům, navíc při jejich použití odpadá problém s modulováním signálu jako v případě reproduktorů.

Po zvážení, který z těchto způsobů bude pro eliminaci projevů Parkinsonovy choroby s vlastním vyráběným zařízením nejlepší, jsem se přiklonil k použití vibračních motorků. Důvodem tohoto rozhodnutí je minimalizace celého zařízení a absence složitých obvodů v zapojení. Dále pak snadné implementování těchto motorků do boty vzhledem k jejich malým rozměrům (ø10 mm a výška 4 mm).

Konstrukce vibračního motorku je zobrazena na *Obr. 27*.



Obr. 27: Konstrukce vibračního motorku [23]

Po přivedení napájecího napětí na kontakty vibračního motorku dojde k otáčení osy motorku, na níž je připevněno nesymetrické závaží, které díky vysokým otáčkám (6000 otáček/min) způsobí vznik vibrací.

Pro ověření frekvence vibrujícího motorku byla použita aplikace audio analyzátoru frekvencí. Screenshot naměřených dat z této aplikace je na následujícím obrázku (*Obr. 28*).

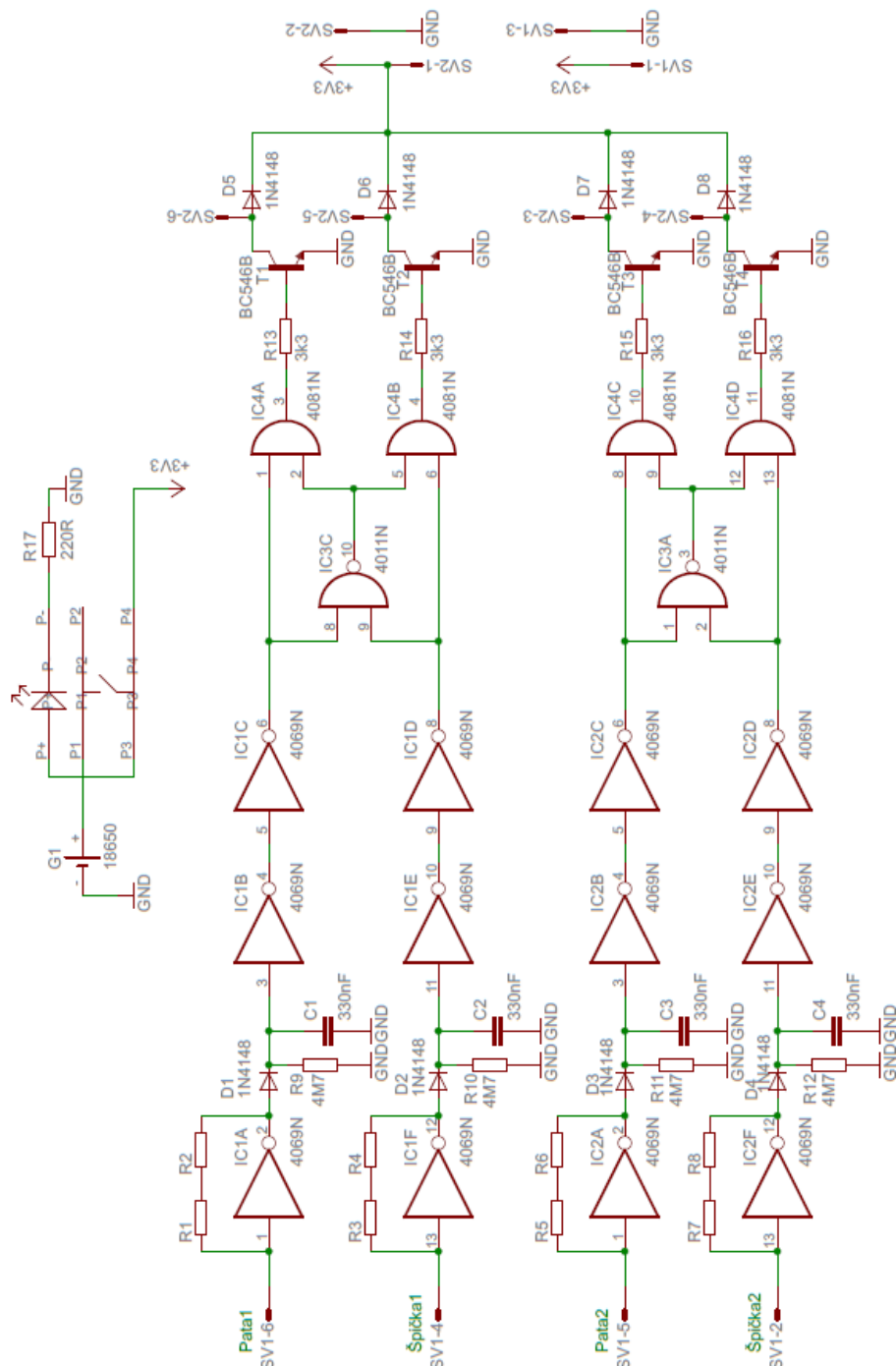


Obr. 28: Měření frekvence vibračního motorku

Běžně se udává frekvence vibračního motorku pohybující se okolo 70 Hz. Naměřená frekvence 99 Hz je vyšší, ovšem spadá do rozsahu vhodných frekvencí pro eliminaci projevů Parkinsonovy choroby, který je 70 až 130 Hz.

4.3. Obvodové schéma konstrukce

Po teoretickém návrhu zařízení bylo v dalším kroku práce navrženo kompletní zapojení tohoto zařízení, při splnění všech teoretických předpokladů pro správnou funkčnost. Kompletní schéma zapojení i s hodnotami použitých součástek je uvedeno na *Obr. 29*.



Obr. 29: Obvodové schéma zařízení pro eliminaci projevů Parkinsonovy choroby

Jako vstup do zesilovačů jsou na piny SV1-6, SV1-4, SV1-5 a SV1-2 připojeny piezoměniče a na piny SV2-3, SV2-4, SV2-5 a SV2-6 jsou připojeny vibrační motorky. Pro návrh schématu je použit software Eagle, pomocí něhož byla následně vytvořena i deska plošných spojů, která je popisována v následující kapitole Realizace na straně 40.

Projevy Parkinsonovy choroby, případně změnu tlaku na chodidlu, zaznamenají senzory umístěné na vložce v botě. Následně dojde k analyzování a vyhodnocení signálů zaznamenaných senzory. Po vyhodnocení signálů jsou přes výkonový člen aktivovány příslušné vibrační motorky působící na chodidlo osoby.

4.4. Power management a spínání zařízení

Napájení celého obvodu zajišťuje baterie Li-ion 18650 s kapacitou 2500 mAh a jmenovitým napětím 3,6 V. Pro volbu akumulátoru bylo třeba udělat analýzu spotřeby celého zařízení a určit orientační proudový odběr. Tento proudový odběr se pohybuje okolo 250 mA. S použitou baterií je zařízení schopno pracovat odhadem 10 hodin. Jako hlavní výhodu tohoto typu baterie lze považovat možnost její okamžité výměny v případě vybití a pokračování v další eliminaci projevů, dále pak její snadná dostupnost a v neposlední řadě také nízká cena, kdy lze tento článek pořídit do 200,- Kč.

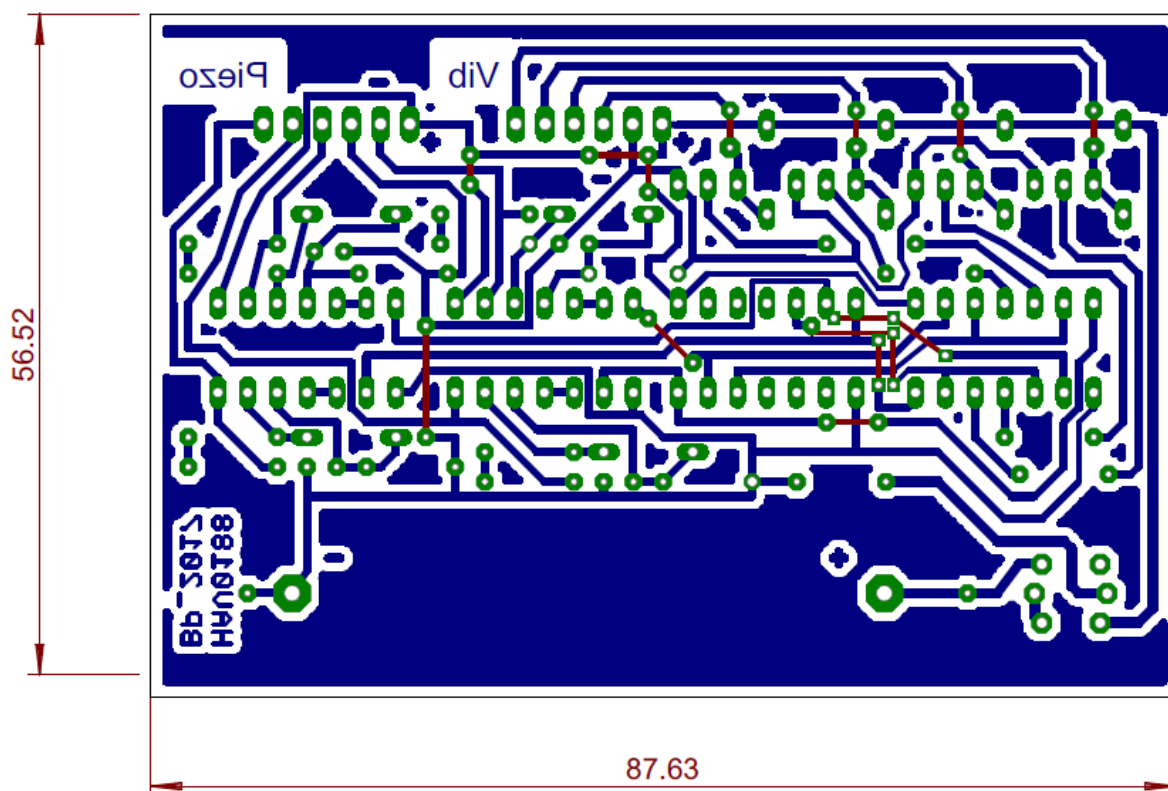
Na straně krabičky, s umístěným zařízením je posuvný spínač, kterým eliminaci projevů Parkinsonovy choroby aktivujeme. Po zapnutí je stav zapnuto indikován zelenou LED diodou, která se rozsvítí. V neaktivním stavu je zhasnuta.

5. REALIZACE

Následující podkapitoly se věnují samotné výrobě zařízení pro eliminaci projevů Parkinsonovy choroby a také vyřešení nabíjení akumulátoru, který zajišťuje napájení celého zařízení.

5.1. Výroba zařízení pro eliminaci projevů Parkinsonovy choroby

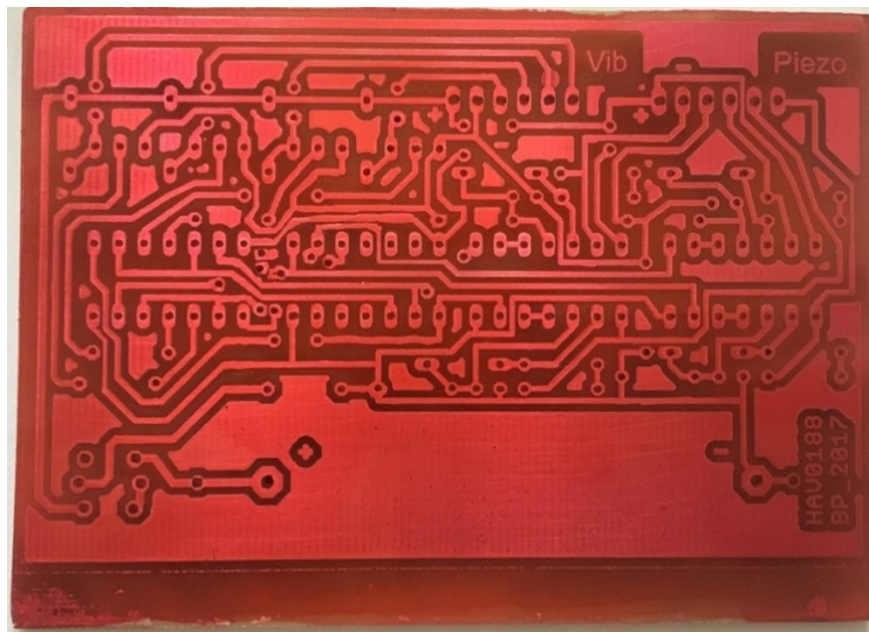
Z již provedených prací byla dalším logickým krokem samotná realizace celého zařízení. Program Eagle, v němž je navrženo schéma zapojení, umožňuje také návrh desky plošných spojů (DPS). Při návrhu DPS byl kladen hlavní důraz na velikost celé konstrukce a podařilo se navrhnout řídicí jednotku o velikosti 87,63 x 56,52 mm. Vzhledem k tomu, že byla výroba prováděna v domácích podmínkách, jedná se o jednostrannou DPS. Také z tohoto důvodu nebylo možné se zcela vyvarovat použití drátových propojek, které ovšem na funkci nemají žádný vliv. Navržená DPS je vyobrazena na následujícím obrázku.



Obr. 30: Navržená DPS zařízení v měřítku 2:1

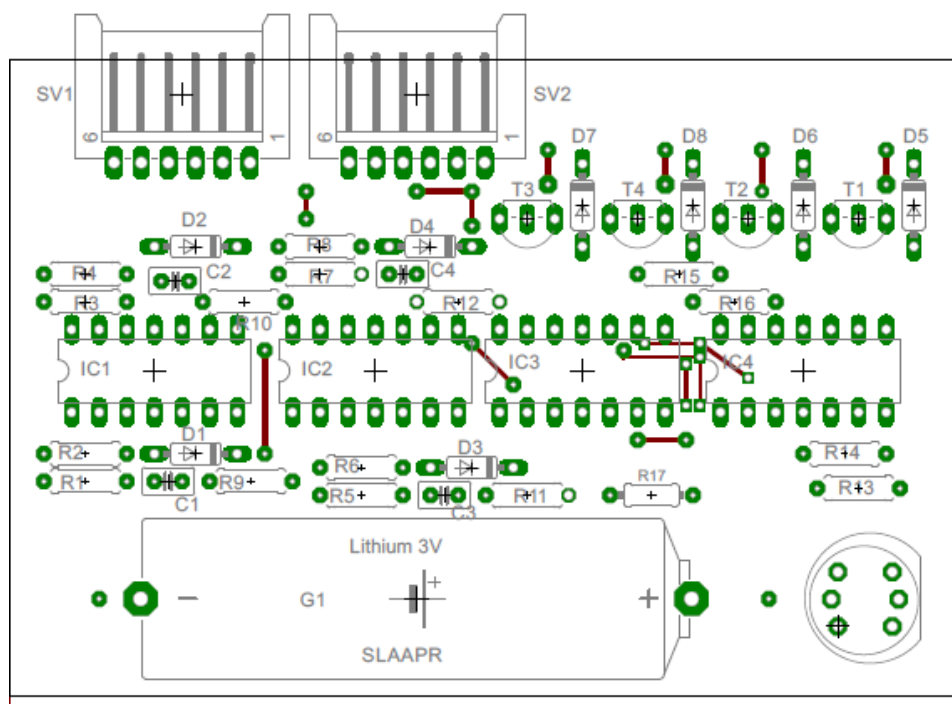
Červené spoje jsou na místech, kde byly použity drátové propojky. Podle této předlohy vytisknuté na průhledné folii byl osvětlen cuprexit s fotocitlivou vrstvou pod UV světlem, následně byl takto osvětlený cuprexit ponořen do vývojky. V dalším kroku došlo k vyleptání cest za použití leptadla plošných spojů (chlorid železitý). Následně mohly být vyvrtány otvory pro usazení součástek. DPS bylo nutné očistit jemným smirkovým papírem a oříznout na přesný rozměr. Pro kontrolu byla DPS prověřena na přítomnost nežádoucích propojení, vzniklých například nepřesným přiložením osvitové masky nebo přítomnosti vzduchových bublinek při ponoření cuprexitu do leptací lázně.

Je třeba zajistit, aby měděné spoje neoxidovaly. Proto jsou spoje přetřeny tzv. pájecím lakem, který jednak chrání spoje před oxidací a zároveň usnadňuje pájení součástek při osazování. Fotografie takto vyrobené DPS je na *Obr. 31*.



Obr. 31: Finální podoba DPS pro zařízení na eliminaci projevů Parkinsonovy choroby

Takto vyrobená deska byla osazena pořízenými součástkami dle osazovacího plánu, ten je přiložen jako *Obr. 32*.



Obr. 32: Osazovací plán DPS

Rozpis součástek, pro osazení desky je uveden podrobně v následující tabulce (viz. *Tabulka 8*).

Tabulka 8: Rozpiska součástek pro osazení DPS

Označení	Název	Hodnota	Popis	Počet ks
IC1, IC2	4069N	-	Číslicový IO, CMOS, 6 x invertor	2
IC3	4011N	-	Číslicový IO, CMOS, 4 x 2 vstup. NAND	1
IC4	4081N	-	Číslicový IO, CMOS, 4 x 2 vstup. AND	1
C1 - C4	TK 330n Z5U	330 nF	Kondenzátor keramický	4
T1 - T4	BC546B	-	Tranzistor univerzální, NPN	4
D1 - D8	1N4148	-	Dioda univerzální, DO35	8
R1, R4, R5, R8	T73YE 100k	100 k Ω	Odporový trimr, cermetový, 0,5W	4
R2, R3, R6, R7	R0207 0R0	0 Ω	Rezistor metalizovaný, 0,6W	4
R9 - R12	R0207 4M7	4,7 M Ω	Rezistor metalizovaný, 0,6W	4
R13 - R16	R0207 3k3	3,3 k Ω	Rezistor metalizovaný, 0,6W	4
R17	R0204 220R	220 Ω	Rezistor metalizovaný, 0,5W	1
SV1, SV2	PFH02-06W	-	Vidlice ke konektoru se zámkem	2
TL01	S03H6	-	Přepínač posuvný na panel	1
G1	Držák baterie	-	Držák na baterii CR18650	1
BATCR18650	Baterie CR18650	-	Lithiová baterie 3,6V, 2500mAh	1

Logické obvody jsou usazeny v patcích DIL14. Je to z důvodů jejich možné výměny v případě poškození a také proto, že není doporučeno tyto obvody zapojovat přímo na desku transformátorovou páječkou. Po osazení všech součástek (logické obvody nezasazeny do patic) byla do zařízení vložena příslušná baterie a posunutím spínačem došlo aktivaci zařízení. Multimetrem byla proměřena všechna napájecí napětí a provedena kontrola správnosti zapojení. Teprve až potom bylo zařízení opět deaktivováno spínačem a mohly být zasazeny logické obvody do příslušných patic. Takto vyrobená deska by ovšem neodolávala vnějším vlivům prostředí, a proto bylo nutné vyrobit krabičku, která je lehce přenosná s možností snadného uchycení na nohu osoby. Z dostupných elektroinstalačních krabiček nejlépe odpovídala rozměrům krabička s označením UK01P o rozměrech 98 x 34 x 71 mm, do které jsou vyřezány otvory na spínač, konektory a LED diodu o průměru 3 mm k signalizaci zapnutí přístroje.

Do takto upravené krabičky byla zasazena DPS viz. *Obr. 33*. Celá krabička je pak uzavřena víkem, kde stačí v rozích dotáhnout dva šroubky.



Obr. 33: Usazení DPS do krabičky UK01P

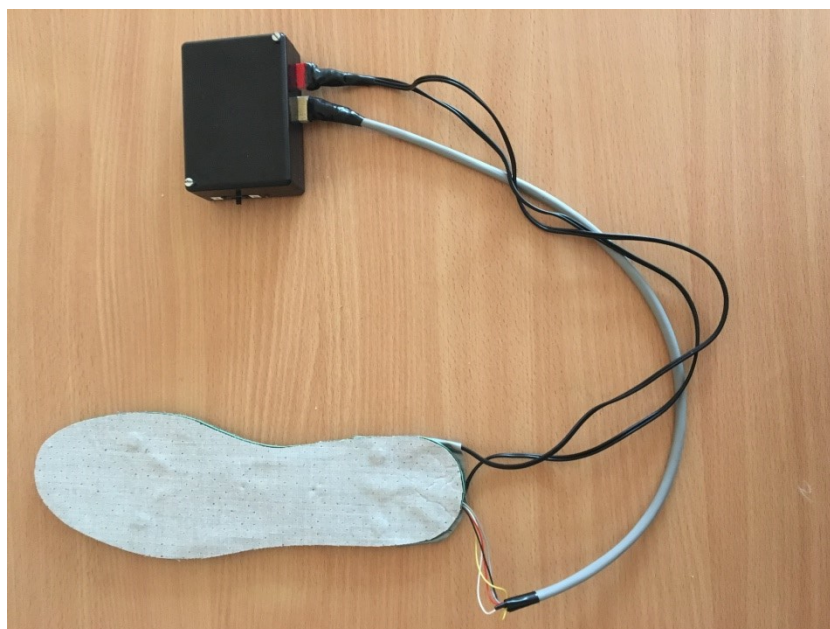
Další krok realizace se věnuje výrobě vložek do bot. Konkrétně implementací piezoměničů a vibračních motorků na jejich plochu. Nejprve byly k piezoměničům a vibračním motorkům připojeny stíněné vodiče (omezení rušení) a na jejich konce umístěny konektory PFH02-06P, pro připojení k řídicí jednotce. Tyto konektory jsou barevně označeny, protože nesmí dojít při připojení k jejich záměně. Rozmístění senzorů a motorků vychází z polohy anatomických bodů chodidla viz. *Obr. 1* a také optimálního, doporučeného umístění senzorů viz. *Obr. 4*. Rozmístění prvků na vložce do bot je patrné z následujícího obrázku (*Obr. 34*).



Obr. 34: Implementace prvků na vložku do bot

Piezoměniče jsou připevněny pomocí kvalitní lepicí pásky a pro vibrační motorky byly vyhloubeny do povrchu vložky prohlubně, aby nedocházelo k tlumení vibrací přes materiál vložky. Následně do takto připravených prohlubní byly zasazeny motorky a přilepeny tavným lepidlem.

Zkompleťované části zařízení nasazené na nohu osoby jsou patrné z dalšího obrázku (viz. *Obr. 35*). Nejprve si osoba vloží vložku do boty a nad lýtkový sval upevní krabičku se zařízením. Následně zapojí dva konektory do příslušných, barevně označených konektorů a spínacím tlačítkem aktivuje celé zařízení. Po provedení těchto úkonů je možné zařízení použít.



Obr. 35: Zkompleťované zařízení

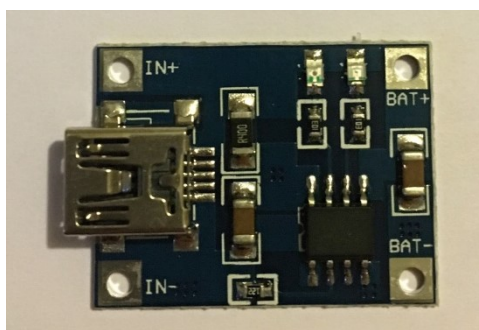
Na následující fotografii (viz. *Obr. 36*) je zobrazeno zařízení připevněné na noze osoby, připravené k použití.



Obr. 36: Fotografie zkompleťovaného zařízení upevněného na noze osoby

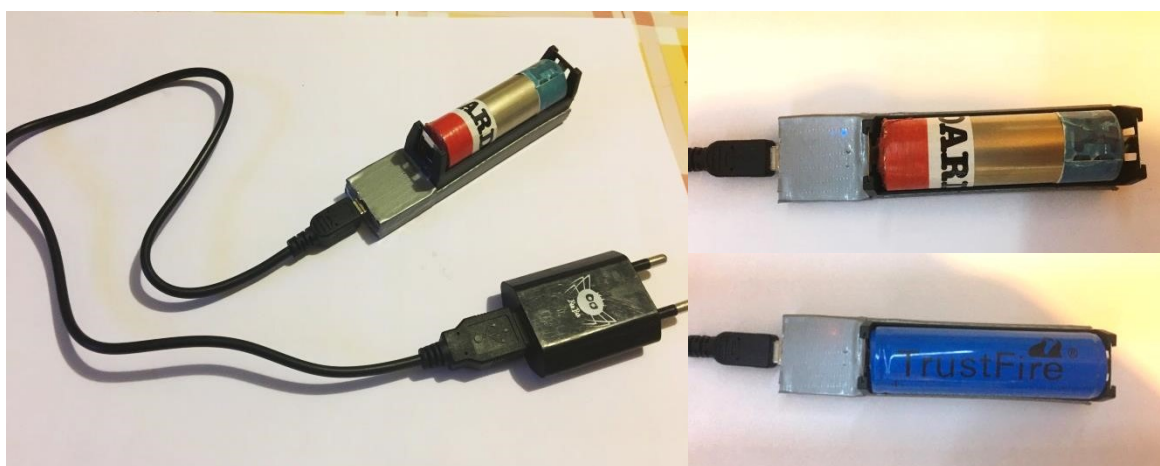
5.2. Výroba externí nabíječky lithiových článků

Protože je celé zařízení napájeno akumulátorem CR18650, je nutné vyřešit jeho nabíjení. Tento problém je vyřešen zhotovením externí nabíječky Li-ion baterií. Vzhledem k tomu, že účelem zařízení je stimulace během chůze, nebyla brána k úvaze možnost nabíjení baterie bez jejího vyjmutí ze zařízení. Naopak by tento způsob řešení s sebou nesl další komplikace. Takto je možné vybitou baterii vyměnit za nabitou a pokračovat dále ve stimulaci. Nabíjení baterie je tedy možné pomocí externí nabíječky, která je zkonstruována s použitím modulu MiniUSB nabíječky lithiových článků (viz. **Obr. 37**). Samozřejmostí je indikace stavu nabití, kterou zajišťují dvě LED diody. V případě nabíjení svítí červená LED dioda, pokud je baterie plně nabitá, rozsvítí se modrá LED dioda a baterie je připravena k použití. Nabíjení je možné pomocí USB kabelu přes počítač, případně přes klasický adaptér, využíváný u nabíječek mobilních telefonů s USB konektorem.



Obr. 37: Modul MiniUSB nabíječky lithiových akumulátorů

K tomuto modulu je napájen držák baterie, stejného typu, jako v samotném zařízení. Bezpečnost použití takto vyhotovené nabíječky zajišťuje vyrobený kryt z části lišty pro vedení kabelů polepený stříbrnou tapetou z důvodu designu tohoto výrobku. Přes použitou tapetu prosvítají indikační LED diody umístěné na modulu. Externí nabíječka baterie je vyobrazena na **Obr. 38**.



Obr. 38: Externí nabíječka Lithiových baterií

Při vkládání baterie do držáku je třeba klást důraz na správnou polaritu baterie, která je vyznačená také na držáku, vzhledem k absenci ochrany proti přepólování.

6. TESTOVÁNÍ

Vzhledem k tomu, že nebylo možné vyrobené zařízení otestovat na osobě trpící Parkinsonovou chorobou, bylo testování rozděleno na dvě části. První část testování byla zaměřena na parametry zařízení uvedených v rešerši, které fungují na podobném principu a kterými docházelo k úspěšné eliminaci projevů Parkinsonovy choroby. Cílem první části testování tedy bylo se co nejvíce přiblížit uvedeným parametrům jiných zařízení, jako je doba stimulace, načasování stimulace a prahová hodnota zatížení pro spuštění stimulace a na tomto základě usoudit, zda by mohla být eliminace vyrobeným zařízením přínosná pro osoby trpící Parkinsonovou chorobou. Druhá část testování byla zaměřena na podněty (pohyby těla), kterými lze stimulaci spustit.

6.1. Testování parametrů zařízení

Načasování stimulace

Testování, zda dochází ke správnému načasování stimulací, bylo provedeno na osobě, která nebyla zasvěcena do přesné funkce zařízení. Z tohoto důvodu nemohly být výsledky zkresleny. Osoba si vyrobenou vložku umístila do boty a aplikovala řídicí jednotku nad lýtkový sval. Poté došlo k připojení konektorů a aktivaci zařízení. Osoba vykonávala chůzi po místnosti a byla tážána, v kterých místech chodidla pociťuje, či naopak nepociťuje působení vibrací na chodidlo v jednotlivých fázích kroku. Načasování vibračních stimulací velice dobře znázorňuje následující obrázek (*Obr. 39*).



Obr. 39: Načasování stimulace [6]

Ke stimulaci tedy docházelo pouze při chůzi. V momentu, kdy se osoba zastavila, nepociťovala žádné vibrace v oblasti chodidla.

Doba stimulace

Vzhledem k tomu, že stimulace by měla trvat pouze 1 vteřinu, bylo měření této doby přibližné. Tento test probíhal se zařízením mimo testovanou osobu, kdy byla postupně otestována všechna vibrační zařízení. Tlakem bylo aktivováno postupně vždy pouze jedno z vibračních zařízení a odhadem určena doba trvání jeho spuštění, tedy zda stimulace netrvá příliš dlouhou dobu. Všechna vibrační zařízení měla odhadem stejnou dobu trvání spuštění při stejném podnětu ke spuštění a tato doba se právě blížila již zmiňované 1 sekundě.

Prahová hodnota zatížení pro spuštění zařízení

Poslední zkouškou v této části testování bylo změření hmotnosti, kterou musí být jednotlivé senzory zatíženy, aby došlo k aktivaci vibračních zařízení. Při tomto testu bylo opět nutné zařízení aplikovat na osobu. Ta se dotýkala digitální váhy pouze patou nebo špičkou a postupně zvětšovala tlak chodidla na plochu váhy, dokud nedošlo k zaznamenání vibrací v dané partii chodidla. V průběhu testu byla citlivost patních senzorů snížena, aby se naměřené hodnoty potřebného zatížení ke spuštění eliminace přiblížily k hodnotám doporučeným, které jsou uváděny v rešerši. Citlivost senzorů v oblasti špičky zůstala bez úprav. Po upravení citlivostí bylo dosaženo následujících výsledků: patní senzory je třeba zatížit hmotností 300 g, aby byla zahájena eliminace, pro senzory v oblasti špičky je potřebná hmotnost nižší a to 260 g.

6.2. Na osobě

Následující testování probíhalo opět na osobě. Osoba byla seznámena s průběhem testu, ve kterém vykonávala potřebné pohyby těla a následně popisovala, zda zaznamenala vibrace v některé z částí chodidla. Konkrétně byly testovány tyto podněty: krouživé pohyby rukou, kolíbání se a přenášení váhy ve všech směrech, náklony trupu do stran a kroužení pánví.

Při pohybech rukou nedocházelo k žádné zpětné odezvě zařízení a nebyly zaznamenány žádné stimuly. Ke spuštění vibrací docházelo až při kolíbání a přenášení váhy, kdy testující osoba uváděla pociťování vibrací jak v oblasti paty, tak v oblasti špičky. Při následujícím testování odezvy na náklony trupu do stran testovaná osoba opět nepociťovala vibrace. Důvodem mohlo být stále zatížení patního senzoru a tím pádem nemožnost spuštění stimuly v oblasti špičky.

Posledním testovaným podnětem bylo kroužení pánví. Osoba provádějící tyto pohyby zaznamenala vibrace opět ve všech částech chodidla.

Cílem tohoto testu bylo zjistit, jak je zařízení citlivé na jednotlivé testované podněty a zároveň ověřit jeho funkčnost.

7. ZÁVĚR

V samotném úvodu této práce bylo nutné se seznámit s celou problematikou Parkinsonovy choroby, aby bylo možné následně řešit, jakým způsobem lze projevy této nemoci eliminovat. Dalším důležitým krokem v návrhu vlastního zařízení pro eliminaci projevů Parkinsonovy choroby bylo prozkoumat dosavadní stav řešení a práce, které se eliminací projevů zabývají. V dnešní době se eliminací projevů Parkinsonovy choroby zabývá tzv. vibroterapie, kdy jsou aplikovány vibrace na různé partie svalstva a v důsledku toho dochází ke zmírnění třesu pacientů. Zlepšení ovšem není stále a je nutné terapii absolvovat nejlépe v pravidelných intervalech. Jedině tak dojde alespoň ke zpomalení průběhu nemoci a zkvalitnění života osob postižených Parkinsonovou chorobou.

Hned několik studií bylo zaměřeno právě na aplikaci vibrací na plantární oblasti chodidla, které zaprvé eliminovaly třes při chůzi pacientů, a za druhé předcházely dalším projevům Parkinsonovy choroby, jako je ztuhnutí při chůzi a chvilková nemožnost pokračování v chůzi. Z tohoto hlediska bylo nejlepším řešením stimulaci synchronizovat s chůzí pacientů, protože při stále aplikaci vibrací na plantární oblasti chodidla naopak docházelo k častějším projevům ztuhnutí chůze a třes byl eliminován méně. U této stimulace jsou ovšem neméně důležité parametry aplikovaných vibrací. Při splnění těchto parametrů je toto řešení velice úspěšné a jsou patrná výrazná zlepšení u všech pacientů trpících Parkinsonovou chorobou. Dochází jak ke zmírnění třesu, tak zlepšení stability a načasování chůze, která se blíží téměř chůzi zdravé osoby. Všechny provedené studie ovšem nebyly dlouhodobého charakteru a tak by bylo velice prospěšné v monitorování zapojených pacientů pokračovat a získat tak další výsledky v delším časovém spektru.

Na základě výše zmíněných faktů týkajících se této problematiky bylo přistoupeno k samotné realizaci vlastního zařízení na podobném principu, které by mohlo být stejně účinné a zároveň proveditelné v domácích podmínkách. Největším problémem celého návrhu bylo prvotní zpracování signálu z použitých piezoměničů ke snímání projevů Parkinsonovy choroby a také zatížení v daném místě chodidla vůči zemi. Nakonec se tento problém podařilo zdárně vyřešit použitím logického obvodu CD4069N a oproti prvotním pokusům s jinými možnostmi prvotní úpravy signálu celé zapojení zjednodušit. Dále bylo nutné vstupní signál analyzovat dalšími logickými obvody, aby docházelo k synchronizaci stimulací s chůzí osoby. To řeší zapojení obvodů CD4011N a CD4081N, kde na základě úrovně vstupního signálu je výstupní signál v logické úrovni 1 pouze při zatížení paty nebo špičky a při stoji nedochází ke stimulaci. Ta je spuštěna až při nerovnováze tj. lehké nadzvednutí paty nebo špičky chodidla. Samotnou stimulaci zajišťují vibrační motorky umístěné spolu s piezoměniči na vložce do boty. Rozmístění vychází z anatomických bodů chodidla. Jedině tak je možné zaručit správný přenos vibrací na chodidlo osoby.

Dalším možným vylepšením, kterému by se dalo věnovat v této práci a využít ho k diagnostice, by byla vizualizace signálů z piezoměničů. K odesílání dat by byl použit bluetooth modul, čímž by došlo také k omezení kabeláže, která je v dosavadním řešení nutná pro připojení k řídicí jednotce. Data z bluetooth modulu by bylo možné zobrazovat v aplikaci pro mobilní telefony a dále s těmito daty pracovat a vyhodnocovat nejen projevy Parkinsonovy choroby, ale také zatížení chodidla a zkoumat samotnou chůzi osob. K rozšíření dalšího využití by bylo výhodné navýšit počet senzorů ve vložce a tak získat další informaci o působícím tlaku na větší ploše chodidla.

Vyrobené zařízení bylo dále nutné otestovat. Vzhledem k tomu, že nebylo možné testy provádět na osobách postižených Parkinsonovou chorobou, byly tyto testy zaměřeny na přiblížení se parametrům jiných zařízení, která dosahovala úspěšných výsledků při jejich použití u pacientů s diagnostikovanou Parkinsonovou chorobou. Parametry vyrobeného zařízení odpovídají parametrům jiných zařízení a z tohoto hlediska tedy vyrobené zařízení splňuje všechny předpoklady k úspěšnému použití u pacientů. Bylo by ovšem nutné provést další testování, nejlépe dlouhodobého charakteru na osobách trpících touto nemocí, aby bylo možné zcela určitě posoudit, zda dochází při jeho používání k eliminaci výskytu projevů Parkinsonovy choroby.

8. LITERATURA

- [1] J. BERGER, Igor ULČ a Zbyněk KALITA, *Parkinsonova choroba*. Praha: Maxdorf, 2000.
- [2] A. H. A. Razak, A. Zayegh, R. K. Begg, and Y. Wahab, "Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review," *Sensors*, vol. 12, no. 7, pp. 9884-9912, Jul 2012.
- [3] K. N. Winfree, I. Pretzer-Aboff, D. Hilgart, R. Aggarwal, M. Behari, and S. K. Agrawal, "The Effect of Step-Synchronized Vibration on Patients With Parkinson's Disease: Case Studies on Subjects With Freezing of Gait or an Implanted Deep Brain Stimulator," *Ieee Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 21, no. 5, pp. 806-811, Sep 2013.
- [4] M. P. Pereira, L. T. B. Gobbi, and Q. J. Almeida, "Freezing of gait in Parkinson's disease: Evidence of sensory rather than attentional mechanisms through muscle vibration," *Parkinsonism & Related Disorders*, vol. 29, pp. 78-82, Aug 2016.
- [5] A. M. De Nunzio, M. Grasso, A. Nardone, M. Godi, and M. Schieppati, "Alternate rhythmic vibratory stimulation of trunk muscles affects walking cadence and velocity in Parkinson's disease," *Clinical Neurophysiology*, vol. 121, no. 2, pp. 240-247, Feb 2010.
- [6] P. Novak and V. Novak, "Effect of step-synchronized vibration stimulation of soles on gait in Parkinson's disease: a pilot study," *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, vol. 3, May 2006, Art. no. 9.
- [7] M. Chouza, P. Arias, S. Vinas, and J. Cudeiro, "Acute Effects of Whole-Body Vibration at 3, 6, and 9 Hz on Balance and Gait in Patients with Parkinson's Disease," *Movement Disorders*, vol. 26, no. 5, pp. 920-921, Apr 2011.
- [8] A. Kavounoudias, R. Roll, and J. P. Roll, "Specific whole-body shifts induced by frequency-modulated vibrations of human planter soles," *Neuroscience Letters*, vol. 266, no. 3, pp. 181-184, May 1999.
- [9] CHRISTOFOLETTI, Gustavo, et al. Investigation of factors impacting mobility and gait in Parkinson disease. *Human Movement Science*, 2016, 49: 308-314.
- [10] JÖBGES, E. M., et al. Vibratory proprioceptive stimulation affects Parkinsonian tremor. *Parkinsonism & related disorders*, 2002, 8.3: 171-176.
- [11] NANHOE-MAHABIER, W., et al. The effects of vibrotactile biofeedback training on trunk sway in Parkinson's disease patients. *Parkinsonism & related disorders*, 2012, 18.9: 1017-1021.
- [12] KOSSEV, A., et al. Crossed effects of muscle vibration on motor-evoked potentials. *Clinical neurophysiology*, 2001, 112.3: 453-456.
- [13] KAUT, Oliver, et al. Postural stability in Parkinson's disease patients is improved after stochastic resonance therapy. *Parkinson's Disease*, 2016, 2016.
- [14] LEE, Pei-Yun, et al. Protective stepping response in Parkinsonian patients and the effect of vibrotactile feedback. *Movement Disorders*, 2013, 28.4: 482-489.
- [15] pedoped.301Moved Permanently [online]. Dostupné z: <http://www.novel.de/novelcontent/pedoped-mobile-forces-sensors>.
- [16] GHOSEIRI, Kamiar, et al. The effect of a vibratory lumbar orthosis on walking velocity in patients with Parkinson's disease. *Prosthetics and orthotics international*, 2009, 33.1: 82-88.
- [17] WILLIAMS, Charles. Introduce to sensors [online]. In: [cit. 2016.11.12]. Dostupné z: <http://newton.ex.ac.uk/teaching/CDHW/Sensors/>
- [18] *Analog, Embedded Processing, Semiconductor Company, Texas Instruments - TI.com* [online]. Copyright © [cit. 22.01.2017]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/cd4069ub.pdf>
- [19] *Analog, Embedded Processing, Semiconductor Company, Texas Instruments - TI.com* [online]. Copyright © [cit. 22.01.2017]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/cd4012b.pdf>

- [20] *Analog, Embedded Processing, Semiconductor Company, Texas Instruments - TI.com*[online]. Copyright © [cit. 22.01.2017]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/cd4089b.pdf>
- [21] Autor neuveden. Mobilmania.cz [online]. 29.9.2004 [cit. 8.12. 2016]. Dostupný na WWW: <http://www.mobilmania.cz/clanky/uz-vim-jak-pracuje-vibracni-vyzvaneni/sc-3-a1108267/default.aspx>

9. ZDROJE ILUSTRACÍ

- [22] KRÁLOVÁ, Magda. Techmania.cz [online]. [cit. 16. 4. 2017]. Dostupný na WWW: <http://edu.techmania.cz/cs/encyklopedie/fyzika/elektrostatika/pyroelektrický-piezoelektrický-jev>
- [23] Autor neuveden. Mobilmania.cz [online]. 29.9.2004 [cit. 16. 4. 2017]. Dostupný na WWW: <http://www.mobilmania.cz/clanky/uz-vim-jak-pracuje-vibracni-vyzvaneni/sc-3-a1108267/default.aspx>